



TESIS - TE142599

**SEGMENTASI CITRA *MAGNETIC RESONANCE
IMAGING (MRI) ABDOMEN* UNTUK IDENTIFIKASI
POLIP PADA SALURAN PENCERNAAN DENGAN
MENGUNAKAN METODE CHAN-VESE**

ACHMAD RIBUT TRIWOTO
NRP 2212204006

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017



TESIS - TE142599

**SEGMENTASI CITRA *MAGNETIC RESONANCE
IMAGING (MRI) ABDOMEN* UNTUK IDENTIFIKASI
POLIP PADA SALURAN PENCERNAAN DENGAN
MENGUNAKAN METODE CHAN-VESE**

ACHMAD RIBUT TRIWOTO
NRP 2212204006

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017

Halaman ini sengaja dikosongkan

LEMBAR PENGESAHAN

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (MT.)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

oleh:

Achmad Ribut Triwoto
NRP. 2212204006

Tanggal Ujian : 12 Juli 2017
Periode Wisuda: September 2017

Disetujui oleh :



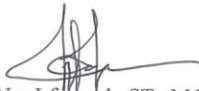
1. Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT. (Pembimbing)
NIP: 197002121995121001



2. Dr. Muhammad Rivai, ST., MT. (Penguji)
NIP: 196904261994031003



3. Dr. Ir. Hendra Kusuma, M.Eng.Sc. (Penguji)
NIP: 196409021989031003



4. Astria Nur Irfansyah, ST., M.Eng., Ph.D (Penguji)
NIP: 198103252010121002



Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul “**SEGMENTASI CITRA *MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI)* ABDOMEN UNTUK IDENTIFIKASI POLIP PADA SALURAN PENCERNAAN DENGAN MENGGUNAKAN METODE CHAN-VESE**” adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2017

Achmad Ribut Triwoto
NRP. 2212204006

Halaman ini sengaja dikosongkan

SEGMENTASI CITRA *MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI) ABDOMEN* SEBAGI IDENTIFIKASI POLIP PADA SALURAN PENCERNAAN DENGAN MENGGUNAKAN METODE CHAN-VESE

Nama mahasiswa : Achmad Ribut Triwoto
Nrp : 2212204006
Pembimbing : Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ABSTRAK

Untuk mendiagnosis suatu penyakit diperlukan suatu pemeriksaan penunjang klinik. Pada pemeriksaan radiologi saluran pencernaan yang biasa dilakukan adalah menggunakan modalitas foto *plain abdomen*, *USG abdomen*, *CT scan abdomen*, *MRI abdomen* serta pemeriksaan menggunakan kamera *endoscopy* apabila diketahui ada kelainan / kecurigaan *mal function* dari organ tersebut. Pada pemeriksaan abdomen dengan modalitas *MRI* yang berupa satu set citra *abdomen* yang berjumlah sekitar 90 frame citra ini kita pilih potongan/*slice* yang dicurigai ada kelainan di saluran pencernaan lalu disegmentasi. Namun segmentasi adanya polip saat ini masih menggunakan cara manual, dimana akurasi masih sangat tergantung dari penguasaan teknik segmentasi, pengalaman serta pengetahuan dari *radiografer* serta *radiolog*. Pada penulisan tesis ini akan dibahas pembuatan program segmentasi dengan menggunakan metode Chan-Vese. Metode ini dipilih karena berdasarkan percobaan dan penelitian studi literature terdahulu merupakan metode yang paling bagus. Hasil segmentasi ini mempunyai nilai akurasi diatas 90% bila dibandingkan segmentasi secara manual sehingga bisa memberikan informasi tentang adanya polip pada saluran pencernaan tersebut.

Kata kunci : citra *MRI abdomen*, segmentasi, evaluasi saluran pencernaan.

Halaman ini sengaja dikosongkan

SEGMENTATION OF ABDOMINAL MAGNETIC IMAGING IMAGE (MRI) AS A POLYPIC IDENTIFICATION ON GASTROINTESTINAL WITH CHAN-VESE METHOD

By : Achmad Ribut Triwoto
Student Identity Number : 2212204006
Supervisor(s) : Dr.Tri Arief Sardjono,ST.,MT.

ABSTRACT

To diagnose a disease requires a clinical investigation. On the usual radiology examination of the gastrointestinal tract is to use plain abdominal photo modalities, abdominal ultrasound, abdominal CT scan, abdominal MRI and examination using endoscopy cameras if there is known malformation / malfunction of the organ. On abdominal examination with MRI modalities in the form of a set of abdominal images that amounted to about 90 frames of this image we select the pieces / slices that are suspected there are abnormalities in the digestive tract and then segmented. But the segmentation of the current polyp is still using the manual way, where accuracy is still very dependent from the mastery of segmentation techniques, experience and knowledge of radiographers and radiologists. In this thesis writing will be discussed the making of segmentation program by using Chan-Vese method. This method was chosen because based on previous studies and literature studies is the best method. The results of this segmentation has an accuracy value above 90% when compared to segmentation manually so it can provide information about the presence of polyps in the digestive tract.

Keywords: abdominal MRI image, segmentation, gastrointestinal evaluation.

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas segala nikmat-Nya lah tesis ini dapat diselesaikan. Tesis berjudul “Segmentasi Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) Abdomen* Untuk Identifikasi Polip Pada Saluran Pencernaan Dengan Menggunakan Metode Chan-Vese” ini disusun untuk memenuhi sebagian persyaratan memperoleh gelar Magister Teknik (MT) pada Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan tesis ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan ketulusan dan kerendahan hati penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Ibunda dan Ayahanda tercinta atas segala dukungan dan do'anya hingga sampai terselesaikannya tesis ini.
2. Istri tercinta Nurtarina Heratanti, anak-anakku yang kusayangi yaitu Mas Andi N.N., dan Mas Rafif S.N. yang selalu mendoakan serta memotivasi.
3. Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT. selaku dosen pembimbing yang telah banyak memberikan saran, bantuan serta bimbingan.
4. Bapak Dr. Muhammad Rivai, ST., MT. selaku koordinator Bidang Studi Elektronika.
5. Bapak Achmad Arifin, ST., MT., Ph.D. selaku Dosen Wali.
6. Seluruh dosen pengajar Jurusan Teknik Elektro yang telah banyak memberikan ilmu selama penulis menempuh kuliah.
7. Pusat Robotika ITS dan seluruh staf atas segala fasilitas dan bantuannya.
8. Rekan-rekan seperjuangan S2 Elektronika ITS terutama angkatan 2012 atas segala bantuan dan sumbangan pikiran dan tenaga dalam menyelesaikan tesis ini.
9. Semua pihak yang tidak mungkin bagi penulis untuk mencantumkan satu-persatu, terimakasih banyak atas bantuan dan dukungannya.

Pada akhirnya, penulis menyadari bahwa tesis ini masih belum sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun. Penulis berharap semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi serta bagi masyarakat.

Surabaya, Juli 2017

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Tujuan	2
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Kontribusi	3
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA	5
2.1 Polip	5
2.1.1 Proses Terjadinya Polip	5
2.1.2 Jenis Dan Gambaran Polip	6
2.1.3 Pengaruh Polip Pada Tubuh	7
2.2 <i>Magnetic Resonance Imaging (MRI)</i>	9
2.2.1 Fungsi <i>Magnetic Resonance Imaging (MRI)</i>	9
2.2.2 Sistem Kerja <i>Magnetic Resonance Imaging (MRI)</i>	9
2.2.3 Perkembangan Teknologi Citra <i>Magnetic Resonance Imaging (MRI)</i>	13
2.3 Citra Polip Pada Citra <i>Magnetic Resonance Imaging (MRI)</i>	14
2.4 Segmentasi Citra <i>Digital</i>	14
2.4.1 Metode <i>Chan-Vese</i>	15
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	29
3.1 Tahap Pengambilan Data	30
3.2 Tahap Segmentasi	30

3.3 Tahap Visualisasi.....	31
3.4 Instrumen Penelitian.....	31
3.5 Metode Evaluasi Keberhasilan.....	33
3.6 Cara Analisa	37
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....	41
4.1 Kinerja Program Segmentasi Otomatis Citra Saluran Pencernaan Dengan Metode Chan-Vese.....	42
4.2 Perbandingan Segmentasi Manual Dengan Program Segmentasi Otomatis Metode Chan-Vese.....	45
4.3 Analisa Saluran Pencernaan Hasil Segmentasi Secara Otomatis.....	47
BAB 5 PENUTUP.....	50
5.1 Kesimpulan.....	50
5.2 Saran.....	50
DAFTAR PUSTAKA.....	53
LAMPIRAN.....	55
RIWAYAT HIDUP PENULIS	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 <i>Small Colon Polyps</i>	6
Gambar 2.2. <i>Large Colon Polyp</i>	6
Gambar 2.3 Sketsa Gambaran Polip.....	7
Gambar 2.4 Sketsa <i>MRI</i>	10
Gambar 2.5. <i>MRI</i> Merek Philips Tipe <i>Gyrosan 1 Tesla</i>	10
Gambar 2.6. Polip Pada Usus Pada Citra <i>MRI</i>	14
Gambar 2.7. Kiri: Menggunakan Metode Chan-Vese ; Kanan: Menggunakan Metode Gradien	15
Gambar 2.8. Diagram <i>Omega</i> Serta <i>C</i>	16
Gambar 2.9 Fungsi Jarak	18
Gamabr 2.10 Contoh Φ Dan Level Nol.....	18
Gambar 2.11 Lengkung Pada Titik Dan Arah Kelengkungan Yang berubah.....	21
Gambar 2.12 <i>Regularizations</i>	21
Gambar 2.13 Objek Yang Jelas.....	24
Gambar 2.14 Gambar <i>MRI</i> Hasil <i>Segmentasi</i>	25
Gambar 2.15 Objek Kabur.....	25
Gambar 2.16 Segmentasi Pada Gambar Dengan Derau/ <i>Noise</i>	27
Gambar 2.17 Hasil Segmentasi Beberapa Model.....	30
Gamabr 3.1 Tahap Penelitian.....	29
Gambar 3.2 Alur Membuat Input Data.....	30
Gambar 3.3 Alur Segmentasi Citra.....	30
Gambar 3.4.a <i>Interface</i> Segmentasi Otomatis.....	32
Gambar 3.4.b <i>Icon Interface</i> Segmentasi otomatis.....	32
Gambar 3.5 <i>MRI Abdomen</i>	33
Gambar 3.6 Alur Evaluasi Hasil Citra Segmentasi.....	33
Gambar 3.7.a Citra <i>MRI Abdomen</i> Terpilih.....	34
Gambar 3.7.b Standar Segmentasi Manual.....	34
Gambar 3.8 Hasil Segmentasi Manual Dari 3 Responden I, II Dan III.....	35
Gambar 3.9 Skema Titik/ <i>Point Of Interest</i> Segmentasi Citra Saluran Pencernaan Pada <i>MRI Abdomen</i>	36

Gambar 3.10 Visualisasi Dan Skema Polip Pada Saluran Pencernaan.....	38
Gambar 3.11 Karsinoma Kolon Foto <i>Abdomen</i> Dengan Kontras Ganda.....	39
Gambar 3.12 Polip Bertangkai Pada <i>Caecum</i>	39
Gambar 3.13 Skema Saluran Pencernaan Dalam Rongga <i>Abdomen</i>	40
Gambar 4.1 Segmentasi Manual Pada <i>Work Station MRI</i> (Standar).....	41
Gambar 4.2 Segmentasi Pada Program Otomatis.....	42
Gambar 4.3 Lokasi "Klik" Pointer Pada <i>Interface</i>	44
Gambar 4.4 Perbedaan Hasil Segmentasi Citra MRI Secara Manual Dan Secara Otomatis.....	45
Gambar 4.5 Evaluasi Citra Hasil Segmentasi.....	49

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Percobaan Deteksi Puncak/Tojolan Pada Citra Saluran Pencernaan Pada MRI Abdomen	42
Tabel 4.2 Tingkat Konsistensi Hasil Segmentasi Otomatis.....	43
Tabel 4.3 Perbedaan Koordinat "Klik" Pointer Terhadap Nilai Iterasi.....	44
Tabel 4.4 Perbedaan Hasil Segmentasi Citra MRI Abdomen Secara Manual Dan Secara Otomatis.....	46
Tabel 4.5 Perbandingan Waktu Segmentasi manual Dengan Segmentasi Secara Otomatis.....	47

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

Pada bagian ini akan dijelaskan mengenai latar belakang masalah, rumusan masalah, tujuan, batasan masalah serta kontribusi dalam penelitian ini.

1.1 Latar Belakang

Pemeriksaan saluran pencernaan biasanya dilakukan dengan cara foto *plain cervical dan thorax* untuk saluran pencernaan bagian atas serta foto *plain abdomen* untuk saluran pencernaan bagian bawah. Dari hasil pemeriksaan tersebut biasanya dilanjutkan dengan pemeriksaan dengan menggunakan kamera endoscopy untuk melihat secara detail bagian dinding sebelah dalam saluran pencernaan tersebut. Pada pemeriksaan abdomen dengan menggunakan modalitas CT Scan serta MRI kita dapat mengevaluasi bagian dinding luar dan sebelah dalam dari tiap-tiap *slice*. Namun pencitraan ini masih *over lapping* dengan organ lain disekitar saluran pencernaan sehingga kita kesulitan dalam mengevaluasinya.

Untuk menegakkan diagnosa penyakit yang diderita oleh pasien yang mengalami gangguan pencernaan maka perlu dilakukan suatu pemeriksaan penunjang. Pemeriksaan penunjang yang paling sering dilakukan untuk membantu menegakkan diagnose ini para *klinisi* merekomendasikan pemeriksaan *plain* foto abdomen. Dalam foto *plain* ini dapat dilihat secara umum gambaran organ didalam rongga abdomen tersebut salah satunya organ pencernaan. Tetapi dalam gambaran tersebut masih belum bisa mengevaluasi secara spesifik pada organ atau bagian yang dicurigai adanya kelainan. Untuk lebih memfokuskan pada organ yang dicurigai mengalami gangguan maka perlu adanya suatu pemeriksaan lanjutan antara lain dengan memberikan bahan *contrass* dalam prosedur pengambilan foto berikutnya.

Pengulangan dalam pengambilan foto ini tentunya akan memerlukan banyak biaya serta waktu. Oleh karena itu perlu adanya suatu teknik tertentu yang dapat membantu *klinisi* dalam mengevaluasi organ yang dikehendaki

sehingga memudahkan dalam menegakkan diagnosa suatu penyakit atau kelainan pada organ pencernaan.

Pada penulisan ini, diambil data dari pencitraan *MRI abdomen* yang didalamnya terdapat organ saluran pencernaan. Dari pencitraan ini difokuskan pada organ pencernaannya saja dengan cara menganalisis citra dari organ tersebut. Hasil dari segmentasi pencitraan ini ditampilkan agar mudah mengevaluasinya. Pada citra *MRI abdomen* untuk mendeteksi adanya polip pada saluran pencernaan, perlu adanya pemisahan/segmentasi dari organ pencernaan tersebut dari organ lain disekitarnya. Pemisahan/segmentasi organ pencernaan ini saat ini masih dilaksanakan secara manual karena adanya kendala dari segi pembiayaan. Selain itu karena masih dilaksanakan secara manual, maka kualitasnya tergantung dari ketrampilan/skill, pengetahuan serta pengalaman dari *radiografer* dan *radiolog*. Jadi untuk setiap orang akan sangat berbeda dalam membuat segmentasi pada citra yang sama.

1.2 Rumusan Masalah

Dari latar belakang yang telah disampaikan terdahulu maka dapat ditarik suatu permasalahan sebagai berikut yaitu :

1. Proses evaluasi polip pada saluran pencernaan dengan menggunakan modalitas citra *MRI abdomen* masih dilakukan secara visual.
2. Segmentasi organ pencernaan dari citra *MRI abdomen* masih dilakukan secara manual sehingga akurasi kurang bagus.
3. Bagaimana menyusun program otomatisasi segmentasi organ saluran pencernaan pada citra *MRI abdomen* dengan menggunakan metode Chan-Vese.

1.3 Tujuan

Adapun tujuan dari penulisan ini adalah Segmentasi Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) Abdomen* Untuk Identifikasi *Polip* Pada Saluran Pencernaan Dengan Menggunakan Metode Chan-Vese.

1.4 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini akan dibahas segmentasi citra polip saluran pencernaan pada citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) abdomen* yang sudah terpilih. Citra *MRI abdomen* yang digunakan meliputi foto *MRI abdomen* dengan persiapan dan tanpa persiapan.

1.5 Kontribusi

Kontribusi dari penulisan ini adalah membantu mendiagnosa adanya polip yang terdapat disepanjang saluran pencernaan atau keperluan lain yang terkait dengan evaluasi organ pencernaan secara otomatis dengan menggunakan program *Delphi* serta metode Chan-Vese selain itu juga untuk mempersiapkan penelitian selanjutnya.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

Banyak teori yang menyatakan tentang pentingnya pengolahan citra dalam memecahkan persoalan yang ada, salah satunya adalah tentang pentingnya pengolahan citra dibidang medis terutama untuk membantu menegakkan diagnose suatu penyakit.

2.1. Polip

Polip adalah salah satu dari banyak bentuk pertumbuhan berlebih dari jaringan yang dapat terjadi di dalam tubuh [1].

2.1.1 Proses Terjadinya Polip

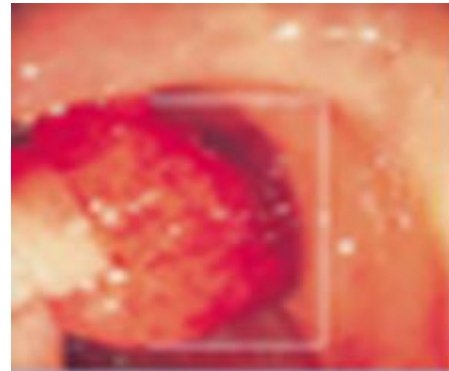
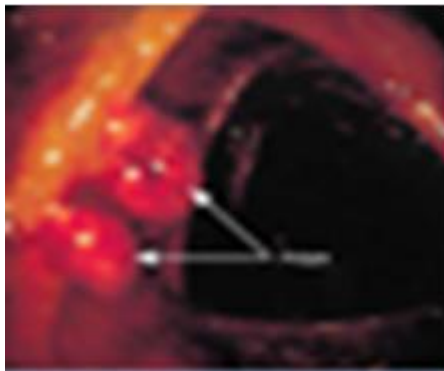
Proses sel-sel pada jaringan tubuh yang kadang-kadang terus tumbuh melampaui batas dari yang biasa (abnormal). Ilmuwan medis menyebutnya proses ini sebagai *neoplasia*, yang berarti "pertumbuhan baru." Pertumbuhan berlebih dalam individu disebut neoplasma [1]. Dalam beberapa kasus pertumbuhan ini terbatas, dan hasilnya adalah pembengkakan bersifat jinak atau massa sel yang disebut tumor. Jika pertumbuhan baru terjadi pada permukaan jaringan bukannya di dalam organ itu sering disebut polip. Kanker adalah jenis lain dari neoplasma ditandai dengan pertumbuhan jaringan yang tidak terbatas. Fitur penting yang membedakan kanker dari neoplasma *nonmalignant* adalah bahwa hal itu tidak berhenti tumbuh. Polip usus adalah bentuk umum dari neoplasma. Semua polip usus timbul dari lapisan dalam dinding usus. Lapisan ini berasal dari jaringan mukosa pencernaan. Sekitar 30% dari populasi umum polip usus akan meningkat seiring dengan bertambahnya usia. Sebagian besar polip ini tidak terdeteksi karena tidak menyebabkan masalah [2]. Mereka sering ditemukan secara tidak sengaja saat diotopsi. Dalam kasus polip usus kurang lebih 1% dari populasi dapat berkembang menjadi kanker. Kemungkinan polip ini menjadi

kanker tergantung dari perkembangan di dalam saluran pencernaan. Sembilan puluh lima persen dari semua polip usus berkembang di dalam usus besar (*colon*)[2]. Gambaran polip yang terdapat dalam usus besar dengan modalitas kamera endoskopi dapat dilihat pada gambar 2.1 dan 2.2.

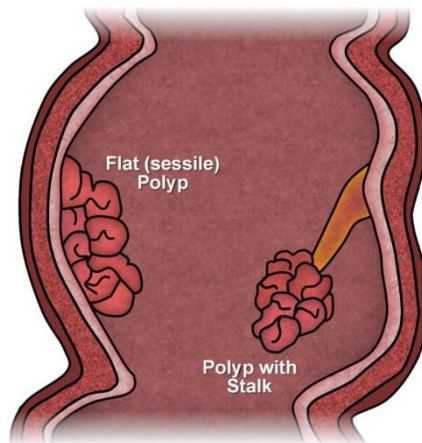
2.1.2 Jenis Dan Gambaran Polip

Kebanyakan polip adalah tonjolan dari lapisan usus. Macam-macam polip dan gambar sketsanya pada gambar 2.3 dijelaskan secara singkat:

- **polip Polypoid** terlihat seperti jamur, tapi flop sekitar dalam usus karena mereka melekat pada lapisan usus besar dengan tangkai tipis.
- **polip Sessile** tidak memiliki tangkai, dan yang melekat pada lapisan dasar yang luas.
- **polip Datar** adalah tipe paling umum dari polip usus besar, dan datar atau bahkan sedikit tertekan. Ini mungkin sulit untuk mengidentifikasi karena mereka tidak menonjol seperti polip polypoid atau sessile dengan metode yang umum yang tersedia untuk mendiagnosa polip.



Gambar 2.1 *Small Colon Polyps* [3] Gambar 2.2 *Large Colon Polyp* [3]



Gambar 2.3 Sketsa Gambaran Polip [3]

Ada beberapa jenis polip usus, antara lain [1] :

- **Adenomatous.** Sekitar dua pertiga dari semua polip adenomatosa. Hanya sebagian kecil dari mereka benar-benar menjadi kanker (ganas).
- **Bergerigi.** Tergantung pada ukuran dan lokasi mereka di usus besar, polip bergerigi mungkin menjadi kanker. Polip bergerigi kecil di usus yang lebih rendah, juga dikenal sebagai polip *hiperplastik*, jarang ganas. Polip bergerigi besar yang biasanya datar (sessile), sulit untuk mendeteksi.
- **Inflamasi.** Polip ini mungkin mengikuti serangan kolitis ulserativa atau penyakit Crohn dari usus besar. Meskipun polip sendiri tidak merupakan ancaman yang signifikan, memiliki kolitis ulserativa atau penyakit Crohn dari usus besar meningkatkan risiko kanker usus besar.

2.1.3 Pengaruh Polip Pada Tubuh

Ada beberapa penyakit keturunan yang menghasilkan sejumlah besar polip usus yang dapat menimbulkan gangguan berupa [1] :

- Polyposis familial usus
- Sindrom Garner
- Sindrom Lynch
- Sindrom Turcot
- Sindrom Peutz-Jeghers
- Juvenile polyposis

Semua gangguan ini diturunkan yang disebut pola *autosomal dominan*. Pola ini berarti bahwa gangguan tidak *sex-linked* dan bahwa seorang anak dapat mewarisi gangguan dari salah satu orang tua. Semua gangguan *herediter* ini (polip usus) dapat muncul setelah pubertas. Empat penyakit pertama pada daftar tadi yaitu kanker usus besar (kolon) 100% terjadi pada usia di atas 40-an tahun bahwa orang-orang yang didiagnosis dengan salah satu dari gangguan di atas maka biasanya dilakukan operasi pada usus besar [2]. Lapisan lambung yang ditumbuhi polip biasanya tidak berpotensi menjadi kanker perut. Polip di usus kecil juga jarang memiliki potensi ganas. Sebaliknya mereka dapat menghasilkan *obstruksi*. Polip besar dapat menghalangi/membuntu usus oleh ukurannya yang besar. Polip kecil dapat tersembunyi oleh kontraksi berirama (*peristaltik*) usus dan tarikan bagian dari usus yang bersebelahan hasilnya adalah telescoping dari satu bagian dari usus ke yang lain [2]. Studi populasi kanker usus besar menunjukkan bahwa diet memainkan peran penting dalam penyakit, dan dengan implikasi dalam pembentukan polip usus besar. Kurangnya serat dalam diet juga dapat berkontribusi untuk pembentukan polip. Kebanyakan polip tidak menimbulkan gejala. Polip yang besar dapat menyebabkan obstruksi usus, yang menghasilkan nyeri perut kram dengan mual dan muntah. Sebagian polip usus yang berkembang menjadi kanker, ditandai dengan gejala perdarahan dan berubahnya kebiasaan buang air besar.

Skrining rutin untuk kanker usus dianjurkan untuk semua orang yang berusia di atas 40 tahun [2]. Skrining mungkin sesederhana dengan pengujian *feses/tinja* atau pemeriksaan yang agak spesifik seperti kolonoskopi. Kolonoskopi adalah prosedur di mana dokter memasukkan alat yang disebut kolonoskop melalui seluruh usus besar. Kebanyakan polip berada di segmen bawah dari usus besar, yang disebut kolon sigmoid. Polip ini dapat dilihat dengan lingkup yang lebih pendek disebut *sigmoidoscope*. Pencitraan *X-ray* juga dapat digunakan untuk mencari polip. Usus besar pertama diisi dengan barium, yang merupakan zat kontras putih yang muncul sebagai area gelap pada film. Usus besar juga bisa diisi dengan barium dan udara, yang disebut

studi kontras ganda [10]. Polip memerlukan waktu sekitar lima tahun untuk berubah menjadi kanker, pemeriksaan rutin dianjurkan setiap tiga tahun.

2.2. *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Magnetic Resonance Imaging (MRI) adalah suatu alat kedokteran di bidang pemeriksaan diagnostik radiologi , yang menghasilkan rekaman gambar potongan penampang tubuh atau organ manusia dengan menggunakan medan magnet berkekuatan antara 0,064 – 1,5 tesla dan resonansi getaran terhadap inti atom *hydrogen* [5].

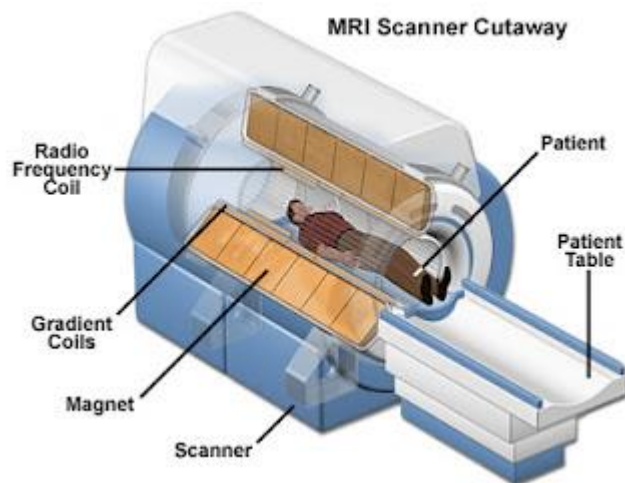
2.2.1 Fungsi *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Magnetic Resonance Imaging ini sendiri adalah suatu teknik penggambaran penampang tubuh berdasarkan prinsip resonansi magnetik inti atom *hydrogen* [5].

2.2.2 Sistem Kerja *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

MRI berbentuk suatu tabung silinder yang ditengahnya terdapat ruang kosong dimana nantinya sang pasien akan dimasukkan untuk di ambil gambaran jaringan-jaringan yang diperlukan oleh dokter. Bagian dari *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* adalah sebagai berikut [5] dan sketsanya terlihat pada gambar 2.4 serta gambar alat *MRI* pada gambar 2.5 yaitu :

1. **Sistem magnet** yang berfungsi membentuk medan magnet. Agar dapat mengoperasikan MRI dengan baik, berikut adalah hal-hal yang perlu diketahui mengenai sistem magnet yang digunakan dalam *MRI* : tipe magnet, efek medan magnet, magnet *shielding* ; *shimming coil* dari pesawat *MRI* tersebut
2. **Sistem pencitraan** berfungsi membentuk citra yang terdiri dari tiga buah kumparan koil, yaitu :



Gambar 2.4 Sketsa *MRI* [6]



Gambar 2.5 *MRI* Merek Philips Tipe Gyroscan 1 Tesla

- a) Gradien koil X, untuk membuat citra potongan sagittal
- b) Gradien koil Y, untuk membuat citra potongan koronal
- c) Gradien koil Z, untuk membuat citra potongan aksial

Bila gradien koil X, Y dan Z bekerja secara bersamaan maka akan terbentuk potongan oblik;

3. **Sistem frekuensi radio** berfungsi membangkitkan dan memberikan radio frekuensi serta mendeteksi sinyal

4. **Sistem komputer** berfungsi untuk membangkitkan *pulse sequence*, mengontrol semua komponen alat MRI dan menyimpan memori beberapa citra
5. **Sistem pencetakan citra**, berfungsi untuk mencetak gambar pada film rongent atau untuk menyimpan citra

Dalam aspek klinisnya, perbedaan jaringan normal dan bukan normal didasarkan pada deteksi dari kerelatifan kandungan air (*proton hydrogen*) dari jaringan tersebut, dengan *MRI* dapat diketahui apakah di dalam tubuh pasien terdapat kanker yang merupakan jaringan tidak normal dalam tubuh manusia [7].

Berdasarkan dari kondisi yang ada maka, prinsip dasar dari cara kerja suatu *MRI* adalah Inti atom Hidrogen yang ada pada tubuh manusia (yang merupakan kandungan inti terbanyak dalam tubuh manusia) berada pada posisi acak (*random*), ketika masuk ke dalam daerah medan magnet yang cukup besar posisi inti atom ini akan menjadi sejajar dengan medan magnet yang ada. Kemudian inti atom Hidrogen tadi dapat berpindah dari tingkat energi rendah kepada tingkat energi tinggi jika mendapatkan energi yang tepat yang disebut sebagai energi *Larmor*. Ketika terjadi perpindahan inti atom Hidrogen dari tingkat energi rendah ke tingkat energi yang lebih tinggi akan terjadi pelepasan energi yang kemudian ini menjadi unsur dalam pembentukan citra atau dikenal dengan istilah *Free Induction Decay (FID)* yang akan dirubah kedalam bentuk pencitraan [8].

Secara ringkas, proses terbentuknya citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* dapat digambarkan sebagai berikut : bila tubuh pasien diposisikan dalam medan magnet yang kuat, inti-inti Hidrogen tubuh akan searah dan berotasi mengelilingi arah/vektor medan magnet. Bila signal frekuensi radio dipancarkan melalui tubuh, beberapa inti Hidrogen akan menyerap energi dari frekuensi radio tersebut dan mengubah arah, atau dengan kata lain mengadakan resonansi. Bila signal frekuensi radio dihentikan pancarannya, inti-inti tersebut akan kembali pada posisi semula, melepaskan energi yang telah diserap dan menimbulkan signal yang

ditangkap oleh antenna dan kemudian diproses komputer dalam bentuk radiograf [8].

Keunggulan penggunaan *MRI* dibandingkan alat pencitraan endoskopi lainnya ada banyak, salah satunya adalah kemampuan menampilkan detail anatomi secara jelas dalam berbagai potongan (*multiplanar*) tanpa mengubah posisi pasien. Selain itu hasil pencitraan yang dihasilkan oleh *MRI* lebih jelas serta dapat dilihat dari berbagai sisi tanpa melibatkan penggunaan radiasi, memberikan hasil tanpa perlu merubah posisi pasien, tidak menggunakan kontras untuk sebagian besar pemeriksaan *MRI*. Fasilitas *MRI* dilengkapi dengan kemampuan untuk menilai fungsi organ tertentu secara dinamik (*Functional MRI*), untuk menilai distribusi darah, baik di otak maupun di jantung (*Perfusion Imaging*) serta melihat metabolisme yang ada didalam sebuah tumor (*Spectroscopy Imaging*). Sedangkan kelebihan-kelebihan *MRI* dibandingkan alat pencitraan *CT Scan* adalah sebagai berikut [8] :

1. *MRI* lebih unggul untuk mendeteksi beberapa kelainan pada jaringan lunak seperti otak, sumsum tulang serta muskuloskeletal.
2. Mampu memberi gambaran detail anatomi dengan lebih jelas.
3. Mampu melakukan pemeriksaan fungsional seperti pemeriksaan difusi, perfusi dan spektroskopi yang tidak dapat dilakukan dengan *CT Scan*.
4. Mampu membuat gambaran potongan melintang, tegak, dan miring tanpa merubah posisi pasien.
5. *MRI* tidak menggunakan radiasi pengion.

Pemeriksaan dalam dengan menggunakan *MRI* dapat diklasifikasikan aman sebab pada penggunaan *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* ini pasien tidak terkena radiasi yang mungkin dapat membahayakan tubuh dalam jangka waktu yang panjang [8]. Selain itu, prosedur *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* ini tidak menimbulkan sakit, kerusakan jaringan dan komplikasi-komplikasi lainnya. Namun, karena berada di medan magnet yang besar, pada saat pemeriksaan berlangsung medan magnet tersebut akan

dapat menyebabkan tertariknya benda-benda yang bersifat logam, dan menyebabkan berpindahnya benda-benda bersifat logam tersebut [8]. Dapat dibayangkan jika letak benda bersifat logam tersebut berada di dalam tubuh maka perubahan posisi dari benda bersifat logam tersebut akan dapat melukai pasien. Oleh karena itu hal yang penting untuk diinformasikan kepada pasien adalah untuk melepas benda-benda yang bersifat logam sebelum pasien menjalani pemeriksaan *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*. Fasilitas *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* tentu saja mengharuskan operator atau staf radiologi untuk mengetahui keberadaan benda-benda logam di dalam tubuh dengan menanyakan riwayat operasi atau riwayat kesehatan pasien sebelumnya. Benda-benda logam yang ditanamkan di dalam tubuh (implant) antara lain dapat berupa clip pada operasi aneurisma, pacemaker pada jantung, alat bantu dengar (hearing-aid), gigi palsu, dan berbagai alat penunjang kondisi medis lainnya. Pada pasien dengan keadaan-keadaan tersebut prosedur MRI dapat dibatalkan karena resiko terjadinya hal-hal yang tidak diinginkan yang dapat melukai pasien itu sendiri.

2.2.3 Perkembangan Teknologi Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Perkembangan-perkembangan peralatan ini seiring dengan perkembangan ilmu pengetahuan di bidang medis adalah dua dari sekian banyak hal yang membantu para dokter dan ahli kesehatan masa kini untuk mendiagnosa para pasien dengan lebih akurat dan teliti [8]. Salah satu peralatan bantu untuk mendiagnosa suatu kondisi yang terjadi di dalam tubuh adalah *Magnetic Resonance Imaging*, alat ini digunakan untuk mendapatkan hasil yang jauh lebih akurat dibandingkan dengan penggunaan X-ray dan CT Scan untuk mendiagnosa kondisi tertentu yang tertentu didalam tubuh pasien. Tidak seperti X-ray atau CT Scan, *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* tidak menggunakan radiasi ion.

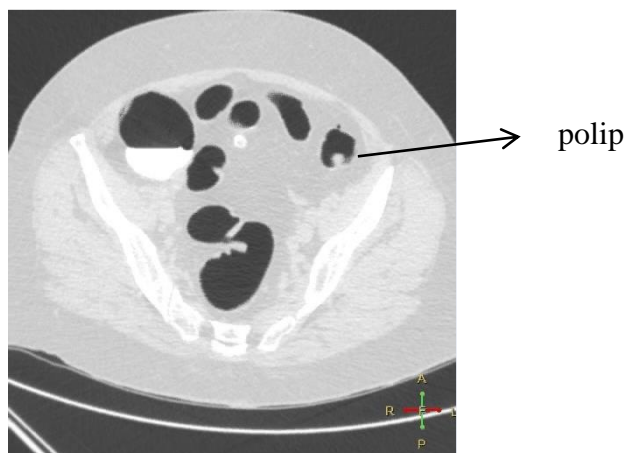
2.3 Citra Polip Pada Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*

Untuk mendapatkan citra polip pada citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) abdomen* masih sangat jarang dilakukan karena untuk pemeriksaan dengan modalitas *MRI* masih relatif mahal [10]. Hasil citra polip dengan modalitas *MRI* dapat dilihat pada gambar 2.6.

2.4 Segmentasi Citra Digital

Pengenalan obyek merupakan proses identifikasikan berdasarkan gambaran bentuk, pola tubuh beserta ciri-cirinya. Ciri adalah aspek pembeda kualitas atau karakteristik, seperti intensitas piksel, tepi, kontur, wilayah dan sebagainya. Ekstraksi ciri dilakukan berdasarkan isi visual dari citra yaitu warna, bentuk dan tekstur [9] .

Segmentasi citra adalah proses pengolahan citra yang bertujuan memisahkan wilayah (region) objek dengan wilayah latar belakang agar objek mudah dianalisis dalam rangka mengenali objek yang banyak melibatkan persepsi visual [9]. Proses segmentasi berhenti ketika obyek yang dicari telah ditemukan. Berdasarkan pengertiannya, segmentasi memiliki tujuan menemukan karakteristik khusus yang dimiliki suatu citra. Oleh karena itulah, segmentasi sangat diperlukan pada proses pengenalan pola. Semakin baik kualitas segmentasi maka semakin baik pula kualitas pengenalan polanya.



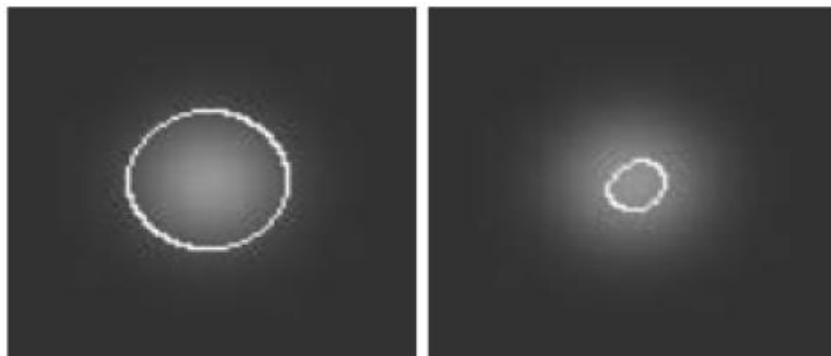
Gambar 2.6 Polip Pada Usus Pada Citra *MRI*

Penerapan metode Sobel, metode Prewitt, dan metode Robert untuk meningkatkan penampakan garis batas suatu daerah atau objek di dalam citra suatu bangun datar (lingkaran, segitiga, dan persegi) dua dimensi. Metode Prewitt memiliki tingkat akurasi yang lebih tinggi dari kedua metode lainnya dalam pendeteksian tepi dan pengenalan bentuk bangun datar dua dimensi berbasis citra digital [9].

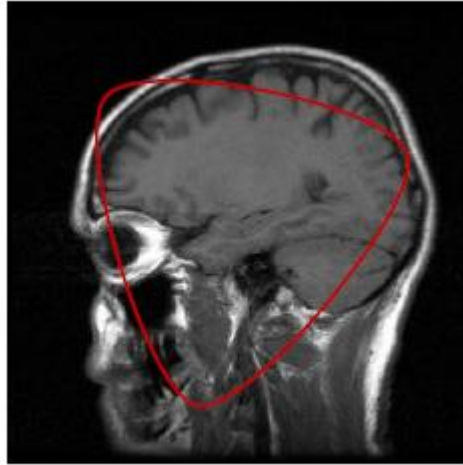
2.4.1. Metode Chan-Vese

Metode Chan-Vese untuk kontur aktif [11] adalah metode yang bagus dan fleksibel yang mampu membuat segmentasi berbagai jenis gambar yang sulit disegmentasi bila menggunakan cara segmentasi "klasik" - yaitu, menggunakan metode *thresholding* atau *gradien*.

Model ini didasarkan pada fungsi Mumford-Shah untuk segmentasi, dan digunakan secara luas dalam bidang pencitraan medis, terutama untuk segmentasi otak, jantung dan trakea. Model ini didasarkan pada minimisasi energi, yang dapat dirumuskan dalam perumusan *level set*. Perbandingan hasil segmentasi antara metode Chan Vese dan metode Gradien terlihat pada gambar 2.7.



Gambar 2.7 Kiri: Menggunakan Metode Chan-Vese
Kanan: Menggunakan Metode Gradien [11]



Gambar 2.8 Diagram Ω (Persegi Panjang Besar), serta C (Yang Kurva Merah) [11]

Bila Ω adalah set terbuka yang dibatasi dari \mathbb{R}^2 , dengan $\partial\Omega$ sebagai batasnya. Maka $u_0 : \bar{\Omega} \rightarrow \mathbb{R}$ terlihat pada gambar 2.8, dan $C(s)$ adalah *piecewise* $C^1[0,1]$ parameter kurva. Daerah dalam C sebagai ω , dan daerah luar C sebagai $\bar{\Omega} \setminus \omega$. Selain itu, c_1 akan menunjukkan intensitas piksel rata-rata dalam C , dan c_2 akan menunjukkan intensitas rata-rata di luar C (i.e., $c_1 = c_1(C), c_2 = c_2(C)$)

Objek algoritma Chan-Vese adalah untuk meminimalkan energi fungsional $F(c_1, c_2, C)$, didefinisikan oleh :

$$\begin{aligned}
 F(c_1, c_2, C) = & \mu \cdot \text{Length}(C) + \nu \cdot \text{Area}(\text{inside}(C)) \\
 & + \lambda_1 \int_{\text{inside}(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \int_{\text{outside}(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

Dimana $\mu \geq 0, \nu \geq 0, \lambda_1, \lambda_2 > 0$ adalah parameter tetap. Dengan setting $\nu = 0, \lambda_1 = \lambda_2 = 1$. panjang C dapat ditulis ulang sebagai $(Length(C))^p$ untuk $p \geq 1$ namun biasanya $p = 1$

Dengan kata lain kita lihat untuk c_1, c_2, C dimana

$$\inf_{c_1, c_2, C} F(c_1, c_2, C) \quad (2.2)$$

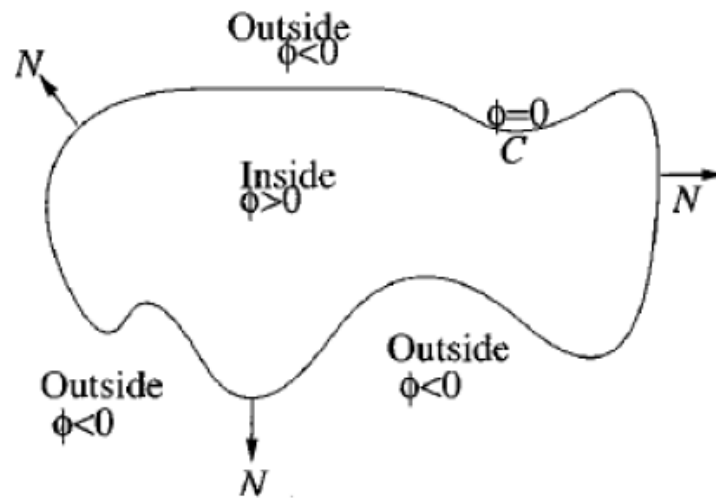
Untuk mencari C, kita dapat mendefinisikan kembali dalam rumus *Level Set*.

Dalam metode level set, $C \subset \Omega$ diwakili oleh nol

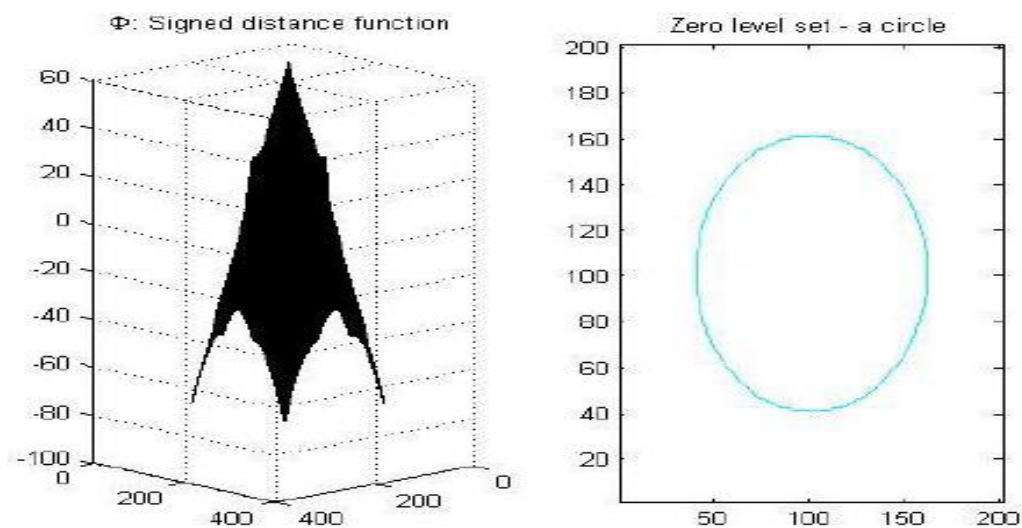
Level Set beberapa *function*¹ *Lipschitz* $\Phi: \Omega \rightarrow \mathbb{R}$, s.t :

$$\begin{cases} C = \partial\omega = \{(x, y) \in \Omega : \Phi(x, y) = 0\} \\ inside(C) = \omega = \{(x, y) \in \Omega : \Phi(x, y) > 0\} \\ outside(C) = \Omega \setminus \bar{\omega} = \{(x, y) \in \Omega : \Phi(x, y) < 0\} \end{cases} \quad (2.3)$$

Dalam pelaksanaan berikutnya, kurva C, $\Phi(x, y)$ didefinisikan sebagai fungsi jarak dari C, di mana C di luar tanda $\Phi(x, y)$ negatif terlihat pada gambar 2.9. Fungsi 1 *Lipschitz* adalah fungsi f sehingga $f(x) - f(y) \leq C|x - y|$ untuk beberapa konstanta C yang independen dari x dan y. Misalnya, fungsi dengan dibatasi *derivatif Lipschitz*.



Gambar 2.9 Fungsi Jarak [11]



Gambar 2.10 Contoh Φ Dan Level Nol [11]

Objeknya adalah untuk berkembang $\Phi(x, y)$, ketika kurva C berkembang di setiap waktu t adalah *zero level set* dari $\Phi(x, y, t)$.

Kita bisa menulis ulang fungsional $F(c_1, c_2, C)$ dalam $\Phi(x, y)$ bila :

1. Length (C) dihitung sebagai panjang level nol ditetapkan $\Phi(x, y) = 0$:

$$Length(C) = \int_{\Omega} |\nabla H(\Phi(x, y))| dx dy = \int_{\Omega} \delta_0(\Phi(x, y)) |\nabla \Phi(x, y)| dx dy$$

$$H(z) = \begin{cases} 1, & \text{if } z \geq 0 \\ 0, & \text{if } z < 0 \end{cases}$$

Dimana $H(z)$ adalah fungsi *Heaviside*:

2. Area (inside(C)) dapat dihitung sebagai daerah di mana $\Phi(x, y) \geq 0$:

$$Area(inside(C)) = \int_{\Omega} H(\Phi(x, y)) dx dy$$

Area (inside(C)) =

3. $\int_{inside(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy$ dapat dihitung dalam $\Phi(x, y)$, di mana

$\Phi(x, y) > 0$:

$$\int_{inside(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy = \int_{(x,y): \Phi(x,y) > 0} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy = \int_{\Omega} |u_0(x, y) - c_1|^2 H(\Phi(x, y)) dx dy$$

4. dengan cara yang sama:

$$\int_{outside(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy = \int_{(x,y): \Phi(x,y) < 0} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy = \int_{\Omega} |u_0(x, y) - c_2|^2 H(1 - \Phi(x, y)) dx dy$$

5. Intensitas rata:

$$c_1 = \frac{\int_{\Omega} u_0(x, y) H(\Phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(\Phi(x, y)) dx dy}, \quad c_2 = \frac{\int_{\Omega} u_0(x, y) H(1 - \Phi(x, y)) dx dy}{\int_{\Omega} H(1 - \Phi(x, y)) dx dy}$$

Energi fungsional dalam (c_1, c_2, Φ)

(di mana $c_1 = c_1(\Phi)$, $c_2 = c_2(\Phi)$ and $\delta_0(x)$ adalah *Dirac* fungsi delta):

$$\begin{aligned} F(c_1, c_2, \Phi) = & \mu \int_{\Omega} \delta_0(\Phi(x, y)) |\nabla \Phi(x, y)| dx dy + \nu \int_{\Omega} H(\Phi(x, y)) dx dy \\ & + \lambda_1 \int_{\Omega} |u_0(x, y) - c_1|^2 H(\Phi(x, y)) dx dy + \lambda_2 \int_{\Omega} |u_0(x, y) - c_2|^2 H(1 - \Phi(x, y)) dx dy \end{aligned} \quad (2.4)$$

Mencermati persamaan 2.4, kita dapat mengatakan bahwa evolusi kurva dipengaruhi oleh dua hal (ν biasanya diatur ke 0, jadi kita abaikan) : kelengkungan *regularizes* kurva dan membuatnya halus selama evolusi ;

"daerah " $-\lambda_1(u_0 - c_1)^2 + \lambda_2(u_0 - c_2)^2$ mempengaruhi gerak kurva.

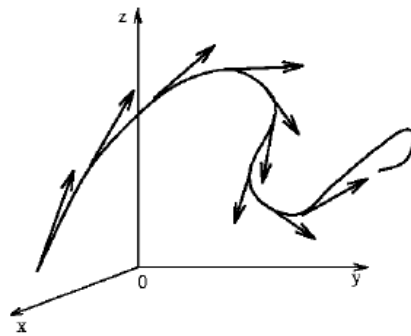
Istilah $\mu \int_{\Omega} \delta_0(\Phi(x, y)) |\nabla \Phi(x, y)| dx dy$ adalah rumus untuk panjang total kurva C . Sebagai contoh, jika batas-batas gambar yang cukup halus, maka akan memberikan μ nilai yang lebih besar, untuk mencegah C menjadi kurva kompleks. λ_1, λ_2 mempengaruhi keseragaman yang diinginkan C dalam dan C luar. Misalnya, bila akan mengatur $\lambda_1 < \lambda_2$ dengan mengharapkan gambar dengan cukup latar belakang seragam dan bervariasi objek *grayscale* didepan.

Dengan menggunakan persamaan *Euler-Lagrange* dan metode gradien-turunan, dimana terlihat $\Phi(x, y)$ yang meminimalkan energi $F(c_1, c_2, \Phi)$ memenuhi persamaan diferensial parsial (t adalah Waktu buatan) :

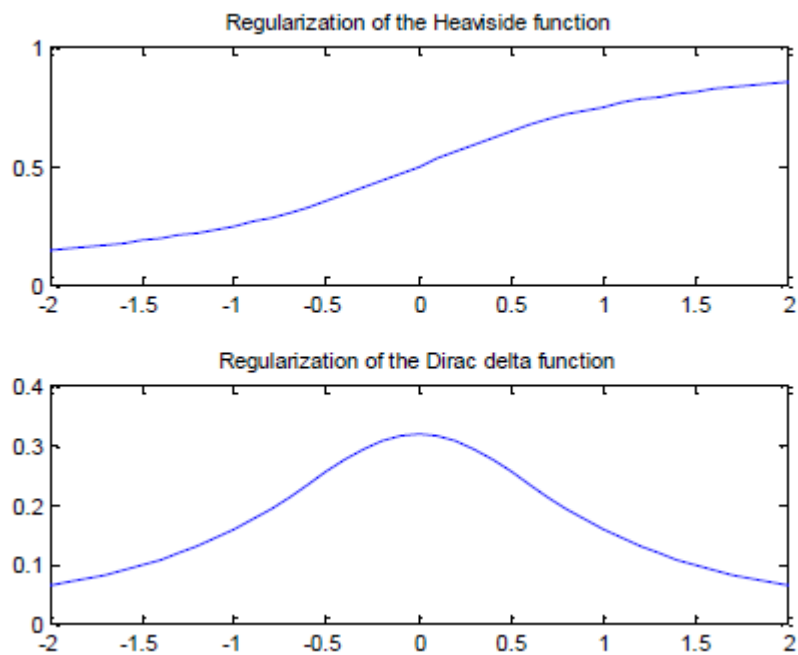
$$\begin{cases} \frac{\partial \Phi}{\partial t} = \delta(\Phi) \left(\mu \cdot p \cdot \left(\int_{\Omega} \delta(\Phi) |\nabla \Phi| dx dy \right)^{p-1} \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \Phi}{|\nabla \Phi|} \right) - \nu - \lambda_1(u_0 - c_1)^2 + \lambda_2(u_0 - c_2)^2 \right) \\ = \delta(\Phi) \left(\mu \cdot p \cdot \left(\int_{\Omega} \delta(\Phi) |\nabla \Phi| dx dy \right)^{p-1} \cdot \kappa(\Phi) - \nu - \lambda_1(u_0 - c_1)^2 + \lambda_2(u_0 - c_2)^2 \right) \\ \Phi(x, y, 0) = \Phi_o(x, y), \quad \frac{\delta(\Phi)}{|\nabla \Phi|} \frac{\partial \Phi}{\partial \vec{n}} = 0 \text{ on } \partial \Omega \end{cases} \quad (2.5)$$

Dimana $(\Phi) \kappa$ adalah kelengkungan kurva berkembang (untuk beberapa tingkat ketinggian tertentu di Φ). Kita lihat kelengkungan seperti gambar 2.11 yang dapat dihitung dengan menggunakan tata ruang turunan dari Φ hingga urutan kedua :

$$\kappa(\Phi) = \frac{\Phi_{xx}\Phi_y^2 - 2\Phi_{xy}\Phi_x\Phi_{yy} + \Phi_{yy}\Phi_x^2}{(\Phi_x^2 + \Phi_y^2)^{3/2}} \quad (2.6)$$



Gambar 2.11 Lengkung Pada Suatu Titik Dapat Memberitahu Seberapa Cepat Kelengkungan Berubah [11]



Gambar 2.12 *Regularizations* [11]

Definisi *regularizations* $H(x)$ and $\delta(x)$ (di mana $\delta(x) = \frac{d}{dx}H(x)$):

$$\begin{aligned}
H_\varepsilon(x) &= \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan \left(\frac{x}{\varepsilon} \right) \right) \\
\delta_\varepsilon(x) &= \frac{1}{\pi} \frac{\varepsilon}{\varepsilon^2 + x^2}
\end{aligned} \tag{2.7}$$

Regularizations dari *Heaviside* dan *Dirac* fungsi delta. Untuk beberapa konstan $\varepsilon > 0$. Nilai-nilai yang digunakan dalam simulasi adalah $\varepsilon = h = 1$, di mana h adalah langkah ruang (untuk memilih $\varepsilon = h$). *Regularizations* ini dalam simulasi mencapai hasil yang baik, dalam arti bahwa mereka biasanya mengarah pada minimum global energi.

Mendefinisikan $\Phi_{i,j}^n = \Phi(n\Delta t, x_i, y_j)$ mana Δt adalah langkah waktu. persamaan diferensial parsial dapat discretized dengan menggunakan notasi berikut perbedaan yang terbatas spasial (dimana $h_x = h_y = h$) :

$$\begin{aligned}
\Delta_-^x \Phi_{i,j}^n &= (\Phi_{i,j}^n - \Phi_{i-1,j}^n) / h, \quad \Delta_+^x \Phi_{i,j}^n = (\Phi_{i+1,j}^n - \Phi_{i,j}^n) / h \\
\Delta_-^y \Phi_{i,j}^n &= (\Phi_{i,j}^n - \Phi_{i,j-1}^n) / h, \quad \Delta_+^y \Phi_{i,j}^n = (\Phi_{i,j+1}^n - \Phi_{i,j}^n) / h
\end{aligned}$$

linier, *didiskritisasi* persamaan diferensial parsial menjadi:

$$\begin{aligned}
\frac{\Phi_{i,j}^{n+1} - \Phi_{i,j}^n}{\Delta t} &= \delta_h(\Phi_{i,j}^n) \frac{\mu}{h^2} \left[\Delta_-^x \left(\frac{\Delta_+^x \Phi_{i,j}^n}{\sqrt{(\Delta_+^x \Phi_{i,j}^n)^2 / h^2 + (\Phi_{i,j+1}^n - \Phi_{i,j-1}^n)^2 / (2h)^2}} \right) + \right. \\
&\quad \left. \Delta_-^y \left(\frac{\Delta_+^y \Phi_{i,j}^n}{\sqrt{(\Delta_+^y \Phi_{i,j}^n)^2 / h^2 + (\Phi_{i+1,j}^n - \Phi_{i-1,j-1}^n)^2 / (2h)^2}} \right) \right] \\
&\quad - \delta_h(\Phi_{i,j}^n) \left(\nu + \lambda_1 (u_{o,j} - c_1(\Phi^n))^2 - \lambda_2 (u_{o,j} - c_2(\Phi^n))^2 \right)
\end{aligned} \tag{2.8}$$

Mendefinisikan konstanta berikut (untuk diberikan Φ) :

$$C_1 = \frac{1}{\sqrt{(\Phi_{i+1,j}^n - \Phi_{i,j}^n)^2 + (\Phi_{i,j+1}^n - \Phi_{i,j-1}^n)^2 / 4}}, C_2 = \frac{1}{\sqrt{(\Phi_{i,j}^n - \Phi_{i-1,j}^n)^2 + (\Phi_{i-1,j}^n - \Phi_{i-1,j-1}^n)^2 / 4}}$$

$$C_3 = \frac{1}{\sqrt{(\Phi_{i+1,j}^n - \Phi_{i-1,j}^n)^2 / 4 + (\Phi_{i,j+1}^n - \Phi_{i,j}^n)^2}}, C_4 = \frac{1}{\sqrt{(\Phi_{i+1,j-1}^n - \Phi_{i-1,j-1}^n)^2 / 4 + (\Phi_{i,j}^n - \Phi_{i,j-1}^n)^2}}$$

persamaan yang disederhanakan:

$$\begin{aligned} & \Phi_{i,j}^{n+1} \left[1 + \frac{\Delta t}{h} \delta_h(\Phi_{i,j}^n) \cdot \mu \cdot \left(p \cdot L(\Phi^n)^{p-1} \right) (C_1 + C_2 + C_3 + C_4) \right] \\ &= \Phi_{i,j}^n + \frac{\Delta t}{h} \delta_h(\Phi_{i,j}^n) \cdot \mu \cdot \left(p \cdot L(\Phi^n)^{p-1} \right) (C_1 \Phi_{i+1,j}^n + C_2 \Phi_{i-1,j}^n + C_3 \Phi_{i,j+1}^n + C_4 \Phi_{i,j-1}^n) \\ & \quad - \Delta t \delta_h(\Phi_{i,j}^n) \left[\nu + \lambda_1 (u_{0,j} - c_1(\Phi^n))^2 - \lambda_2 (u_{0,j} - c_2(\Phi^n))^2 \right] \end{aligned} \quad (2.9)$$

Di mana kita menghitung $c_1(\Phi^n), c_2(\Phi^n)$ sebagai jumlah discretized,

dengan menggunakan regularized Fungsi *Heaviside*. Selain itu $L(\Phi^n)$ adalah *Length (C)*.

Dalam setiap langkah, perlu *reinitialize* $\Phi(x, y)$ menjadi fungsi jarak. Prosedur ini mencegah fungsi level set menjadi terlalu "Datar", efek yang disebabkan karena penggunaan fungsi delta regularized $\delta_\epsilon(x)$ yang menyebabkan kabur. Proses *reinitialization* dibuat dengan menggunakan persamaan:

$$\begin{cases} \frac{\partial \Psi}{\partial \tau} = \text{sign}(\Phi(x, y, t)) (1 - |\nabla \Psi|) \\ \Psi(0) = \Phi(x, y, t) \end{cases} \quad (2.10)$$

Solusi dari persamaan ini, Ψ , akan memiliki tingkat yang sama nol ditetapkan sebagai $\Phi(x, y, t)$, dan jauh dari set level ini, $|\nabla \Psi|$ akan

berkumpul untuk 1, sebagaimana untuk fungsi jarak.

$$\Psi_{i,j}^{n+1} = \Psi_{i,j}^n - \Delta t \text{sign}(\Phi(x, y, t)) G(\Psi_{i,j}^n) \quad (2.11)$$

Bila "flux" $G(\Psi_{i,j}^n)$ didefinisikan menggunakan notasi a, b, c, d, yang didefinisikan:

$$a = (\Delta_x^- \Psi_{i,j}) / h = (\Psi_{i,j} - \Psi_{i-1,j}) / h$$

$$b = (\Delta_x^+ \Psi_{i,j}) / h = (\Psi_{i+1,j} - \Psi_{i,j}) / h$$

$$c = (\Delta_y^- \Psi_{i,j}) / h = (\Psi_{i,j} - \Psi_{i,j-1}) / h$$

$$d = (\Delta_y^+ \Psi_{i,j}) / h = (\Psi_{i,j+1} - \Psi_{i,j}) / h$$

Dan

$$G(\Psi_{i,j}^n) = \begin{cases} \sqrt{\max((a^+)^2, (b^-)^2) + \max((c^+)^2, (d^-)^2)} - 1, & \Phi(x_i, y_j, t) > 0 \\ \sqrt{\max((a^-)^2, (b^+)^2) + \max((c^-)^2, (d^+)^2)} - 1, & \Phi(x_i, y_j, t) < 0 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.12)$$

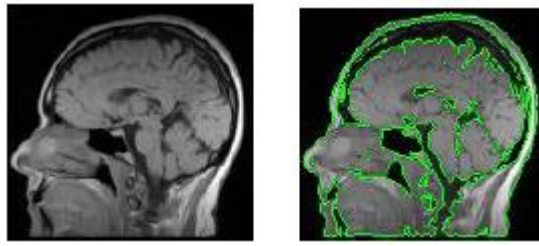
definisi G

$$a^+ = \max(a, 0), a^- = \min(a, 0) \text{ dan seterusnya.}$$

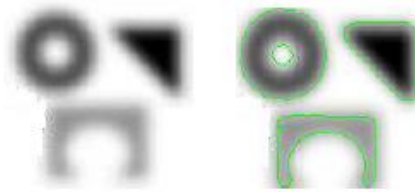
Contoh pertama adalah mirip dengan contoh yang sering muncul gambar dengan dua tingkat abu-abu terlihat pada gambar 2.13 segmentasi yang baik dicapai. Segmentasi gambar *MRI* terlihat pada gambar 2.14. Algoritma Chan-Vese tidak didasarkan pada metode gradien, sehingga dapat mencapai hasil yang baik bahkan ketika gambar kabur contoh pada gambar 2.15.



Gambar 2.13 Kiri: Objek Yang Jelas, Segmentasi : Tepat [11]



Gambar 2.14 Kiri: Gambar *MRI*, Kanan: Hasil Segmentasi [11]



Gambar 2.15 Kiri: Objek Kabur, Kanan: Hasil Segmentasi [11]



Gambar 2.16 Segmentasi Pada Gambar Dengan Derau/Noise [11]

Gambar 2.16 kita dapat melihat bahwa pemakaian algoritma cukup baik dengan gambar berbintik/derau (p adalah set ke 2 dalam hal ini, untuk mencegah C dari sekitar titik derau). Algoritma ini juga dapat mendeteksi tepi cukup tepat tipis.

Beberapa optimasi telah diterapkan untuk kode, sehingga mengurangi waktu (Bekerja pada matriks tanpa loop). Misalnya, Gambar dari ukuran 200×200 piksel kebutuhan rata-rata sekitar 0,25 menit untuk proses segmentasi.

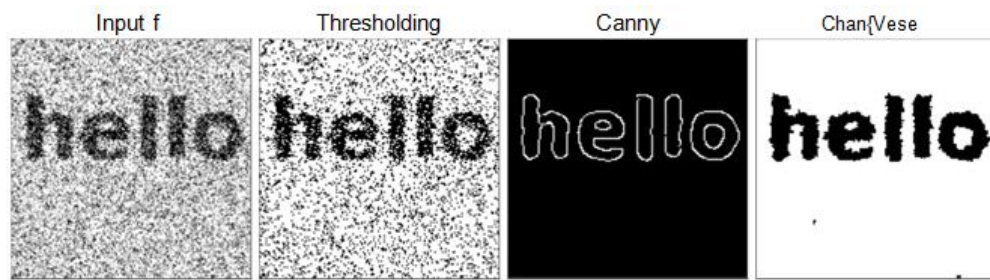
Kompleksitas dari algoritma ini adalah $O(MN)$ (di setiap iterasi) di mana $M \times N$ adalah ukuran gambar. Waktu untuk menjalankan perbaikan dapat dicapai dengan menerapkan setiap metode yang efisien untuk dapat mendeteksi daerah di $\Phi(x, y)$, sehingga proses *update* akan berkonsentrasi pada daerah ini. Banyak hasil lainnya dapat diperoleh dengan menggunakan

paket kode yang terpasang, dengan memilih parameter yang tepat. Dengan menggunakan parameter *default* juga akan memberikan hasil yang imbang. Gambar 2.16 kiri: tidak ada *noise*, tengah: *noise* sederhana, kanan: *noise* kuat.

Dari hasil di atas, dapat dilihat bahwa algoritma ini memberikan hasil cukup baik bahkan dengan gambar yang cukup sulit untuk segmentasi dalam metode biasa, seperti metode berbasis gradien atau *thresholding*. Hal ini dapat dijelaskan oleh fakta bahwa algoritma Chan-Vese bergantung pada sifat global (intensitas, daerah wilayah), bukan hanya mempertimbangkan properti lokal, seperti gradien. Salah satu keuntungan utama dari pendekatan ini adalah ketahanan yang lebih baik untuk kebisingan/*noise*. Seperti disebutkan sebelumnya, algoritma ini kadang-kadang sangat lambat, terutama ketika berhadapan dengan gambar yang besar. Hal ini dapat menimbulkan masalah untuk aplikasi real time, seperti urutan video, sehingga perlu implementasi yang efisien. Ada beberapa dokumen yang menunjukkan perbaikan untuk algoritma ini. Metode ini menggunakan nilai-nilai yang sudah dihitung, untuk mengurangi waktu komputasi dari nilai-nilai berikutnya. Algoritma Chan-Vese adalah algoritma yang sangat kuat, seperti yang kita lihat hasilnya di atas. Algoritma ini menandai beberapa pendekatan "modern" untuk segmentasi citra, yang bergantung pada kalkulus dan persamaan diferensial parsial. Metode *thresholding* langsung tidak memadai pada gambar dengan derau/*noise* seperti ini. Hasilnya dengan deteksi tepi Canny memang bagus, namun lekukan sering memiliki celah kecil dan taji [11,13]. Dengan Chan-Vese, representasi set tingkat menjamin bahwa batas segmentasi selalu kurva tertutup.

Dua metode standar untuk segmentasi adalah *thresholding* sesuai dengan intensitas gambar dan detektor tepi Canny. Dalam contoh ini, kita membandingkan *thresholding* pada 50% graylevel, deteksi tepi Canny dengan ambang sensitivitas 0,6 dan menukarkan dengan Gaussian dengan standar deviasi 3, dan segmentasi Chan-Vese [9,11].

Perbandingan dengan Thresholding dan Canny Edge Detection



Gambar 2.17 Hasil Segmentasi Dari Beberapa Model [11]

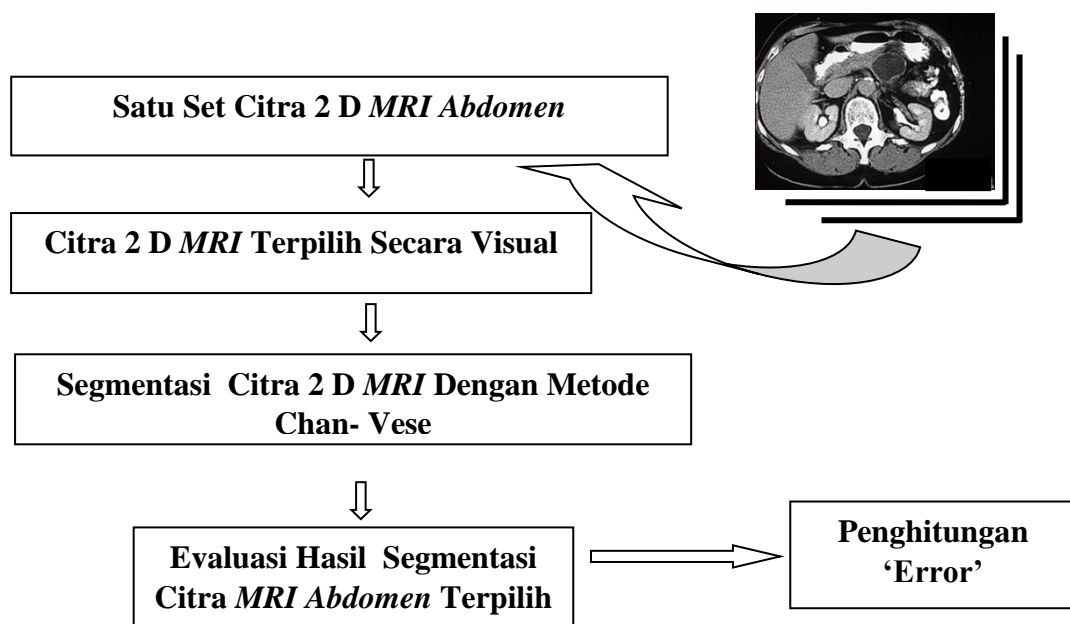
Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

Dalam penelitian ini menggunakan studi literatur yaitu data-data dari perpustakaan, jurnal penelitian terdahulu yang terkait serta studi lapangan dimana penulis juga melaksanakan sendiri kegiatan pengambilan data citra *abdomen* dari perangkat alat kesehatan *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* merk *Philips* tipe *Gyroscan Intera 1 Tesla* di Rumkital Dr Ramelan karena memiliki kompetensi sebagai *radiografer*. Melaksanakan analisa citra segmentasi *MRI abdomen* dengan menggunakan metode Chan-Vese.

Dalam pengerjaan penelitian Segmentasi Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) Abdomen* Untuk Identifikasi *Polip* Pada Saluran Pencernaan Dengan Menggunakan Metode Chan-Vese ini diantaranya, pengambilan data, pemilihan citra *MRI abdomen* yang terpilih lalu diproses menggunakan perancangan sistem segmentasi citra 2D *MRI*, evaluasi hasil segmentasi, serta penghitungan *error*/kesalahan segmentasi. Agar proses penelitian dapat berjalan sesuai dengan tujuan yaitu menyelesaikan permasalahan yang dihadapi di lapangan maka dibuat alur/pentahapan penelitian yang tertuang dalam gambar 3.1. dengan beberapa tahap kegiatan penelitian seperti tampak pada gambar 3.3.



Gambar 3.1. Tahap Penelitian

3.1. Tahap Pengambilan Data

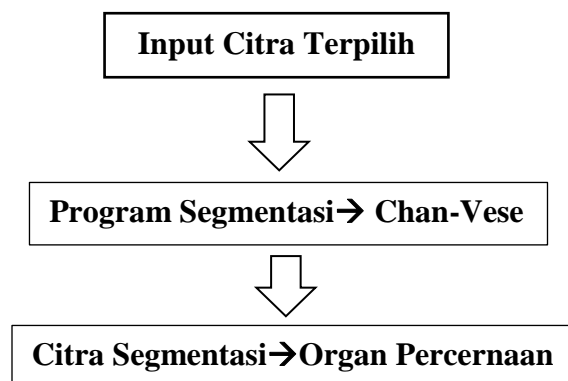
Pada penelitian ini datanya adalah soft copy hasil pencitraan *MRI abdomen* berupa gambar/citra 2 D berurutan yang dihasilkan dari alat *MRI*. Data tersebut bisa diambil/dicopy langsung dari perangkat pengolah komputer pengolah data yang ada di *MRI* contoh citra *MRI* serta organ yang tergambar dapat dilihat seperti pada gambar 3.5. Agar dapat diproses dalam program yang telah dibuat maka file citra harus diubah dari *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) ke *JPEG* (*Joint Photographic Experts Group*) seperti terlihat pada gambar 3.2.

3.2. Tahap Segmentation

Proses untuk memisahkan obyek dengan lingkungan (latar belakang obyek lain yang tidak dikehendaki). Input citra 2D terlebih dahulu harus dilakukan segmentasi untuk memisahkan antara gambar obyek dengan latar belakang. Proses segmentasi ini dilakukan dengan menggunakan metode *Chan Vese*. Pada proses ini, akan dipetakan menurut nilai *energy Fungsionalnya*, kemudian, dicari nilai *temu*/minimumnya.



Gambar 3.2. Alur Membuat Input Data



Gambar 3.3. Alur Segmentasi Citra

Pada metode Chan-Vese ini kurva akan bergerak mengikuti adanya perubahan energi dari energi tinggi ke energi yang rendah hingga mencapai kondisi stabil. Energi yang tinggi (pada citra yang berwarna hitam/gelap) terdapat di dalam kurva sedangkan energi rendah (pada citra berwarna lebih terang) terdapat diluar kurva bisa dilihat pada gambar 2.14. Apabila kurva sudah mencapai kondisi stabil dimana nilai energinya nol, disitulah batas pemisah antara organ satu dengan organ sekitarnya.

3.3. Tahap Visualisasi

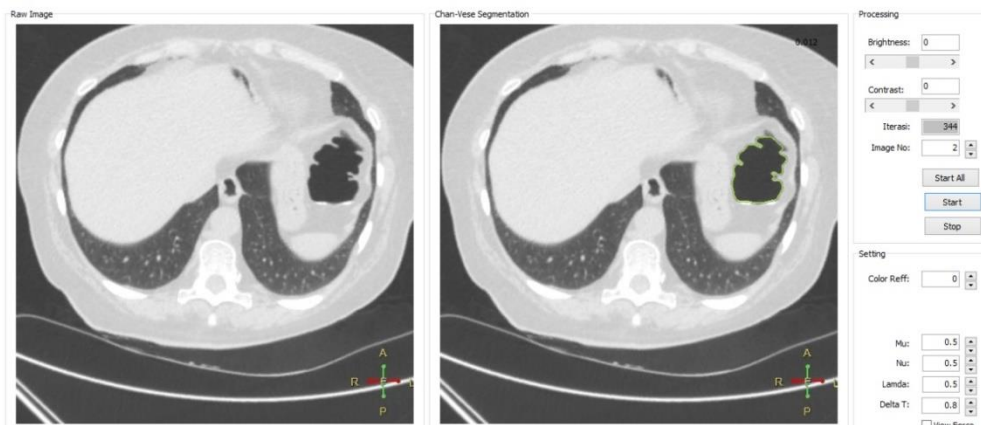
Pada tahap ini citra yang akan ditampilkan menggunakan pemrograman *Delphi* serta komputer yang dipakai sama dengan komputer yang banyak dipakai baik di kantor maupun sekolah untuk kegiatan tulis menulis. Dalam penelitian ini program segmentasi yang telah dibuat mempunyai *interface* seperti terlihat pada gambar 3.4.a.

Langkah-langkah untuk menampilkan hasil segmentasi :

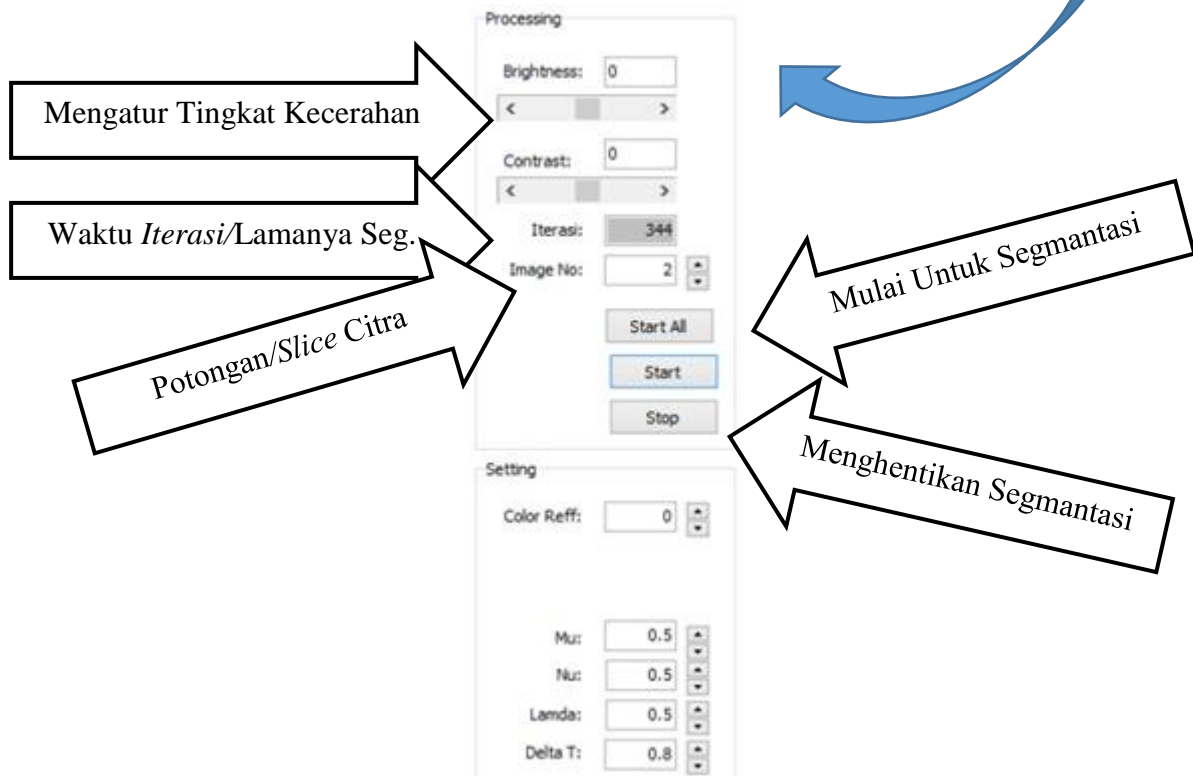
- a. buka file → kita pilih file pasien yang akan kita segmentasi
- b. pilih secara visual potongan/slice yang dicurigai ada polipnya
- c. klik dengan kursor bagian yang ingin disegmentasi pada kotak *raw image*
- d. tekan *Start*
- e. hasil segmentasi akan terlihat pada kotak Chan-Vese *Segmentation*

3.4. Instrumen Penelitian

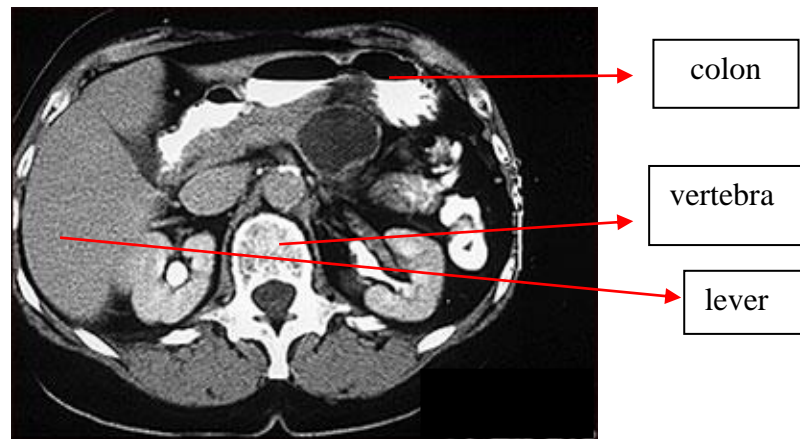
Instrumen yang dipakai dalam kegiatan Segmentasi Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) Abdomen* Untuk Identifikasi *Polip* Pada Saluran Pencernaan Dengan Menggunakan Metode Chan-Vese ini menggunakan beberapa literature, hasil pencitraan *magnetic resonancy imaging (MRI) abdomen, khususnya* saluran pencernaan. Literatur yang dipakai disesuaikan dengan tujuan penulisan ini yaitu yang terkait dengan pemeriksaan saluran pencernaan baik tentang fisiologi dan anatomi serta



Gambar 3.4.a. *Interface Program Segmentasi Otomatis*



Gambar 3.4.b. *Icon Interface Segmentasi Otomatis*

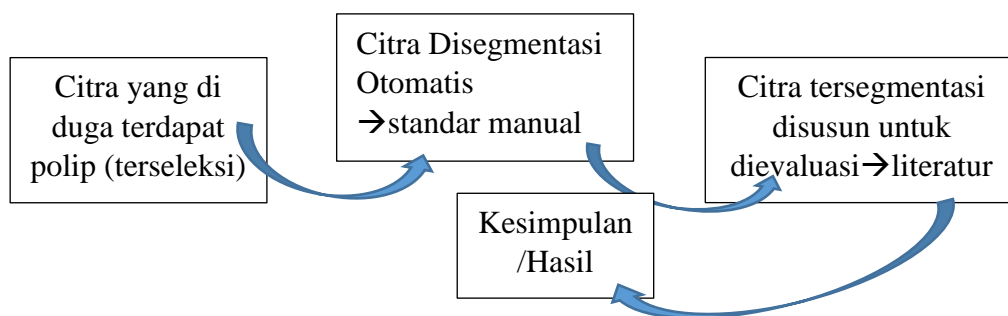


Gambar 3.5. *MRI abdomen* [10]

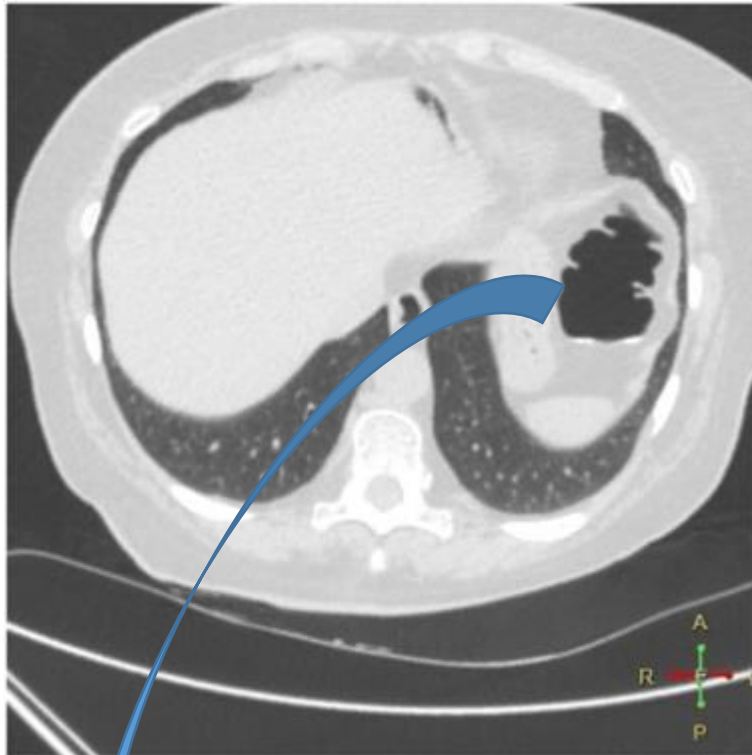
gambaran tentang beberapa kelainan yang timbul, serta unit komputer/laptop untuk membuat program serta menampilkan hasil segmentasi citra.

3.5 Metode Evaluasi Keberhasilan

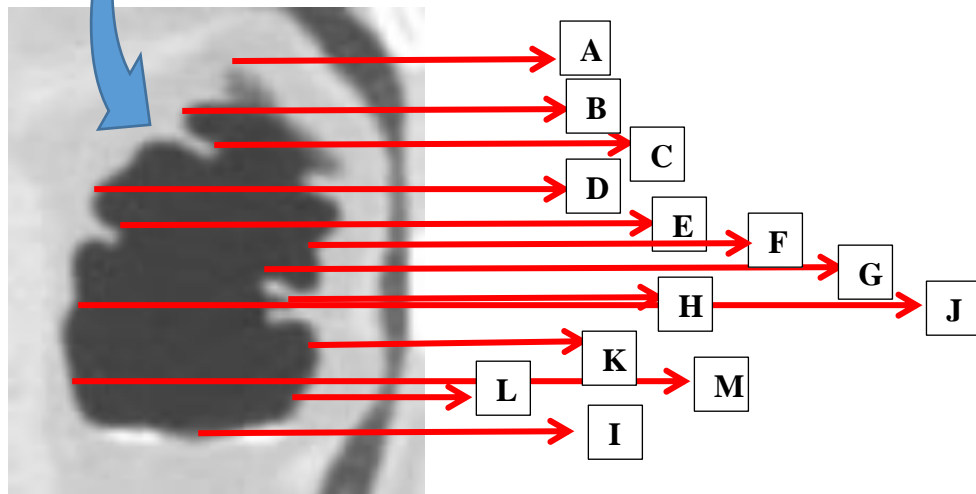
Penelitian dikatakan berhasil apabila gambaran/citra yang dihasilkan dari segmentasi sudah sesuai dengan literatur yang terkait dengan organ pencernaan yang sedang dievaluasi. Dikatakan Alur evaluasi terlihat pada gambar 3.6.



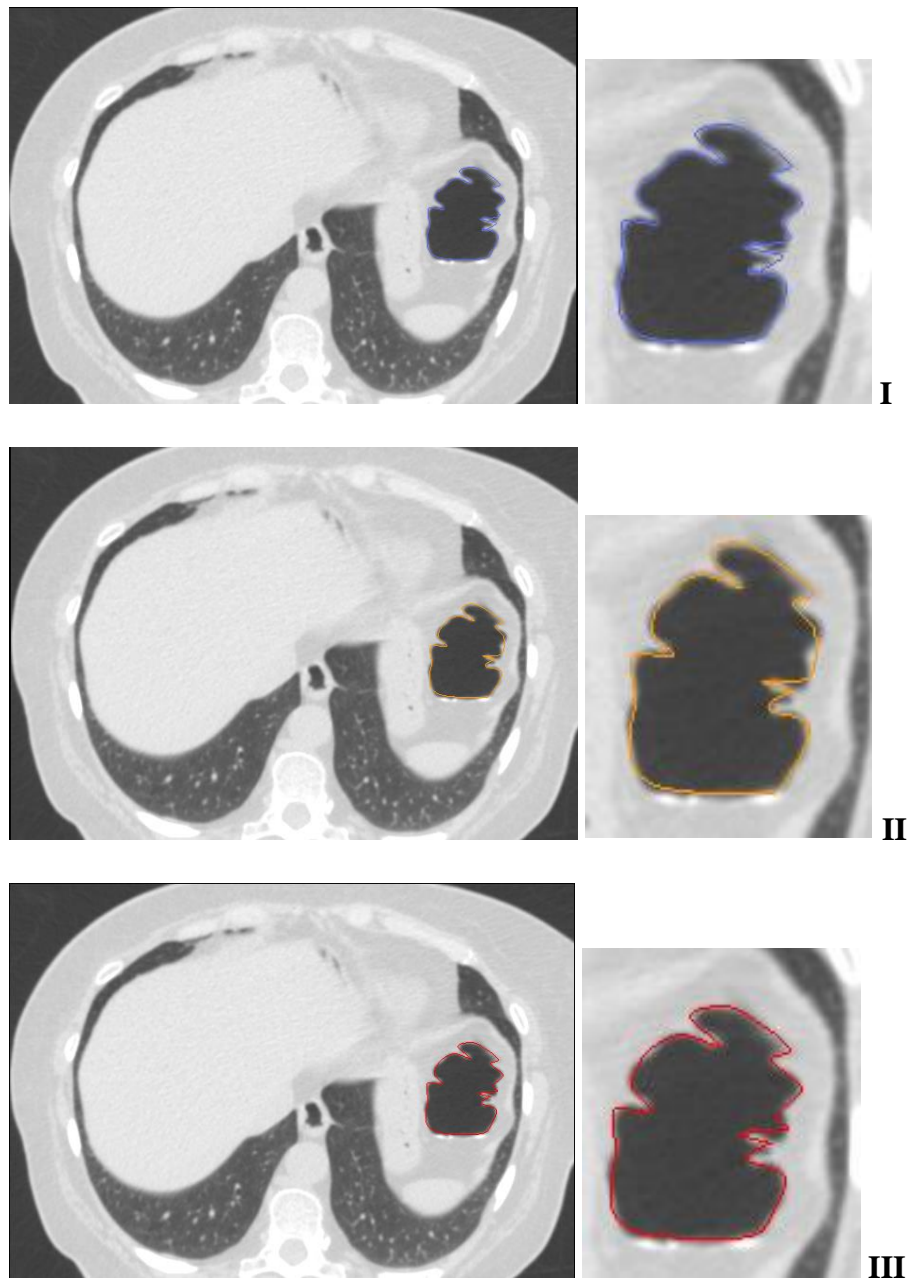
Gambar 3.6. Alur Evaluasi Hasil Citra Segmentasi



Gambar 3.7.a. Citra MRI Abdomen Terpilih



Gambar 3.7.b. Standar Segmentasi Manual



Gambar 3.8. Hasil Segmentasi Manual Dari 3 Responden I, II Dan III.

Sebelah Kiri Citra *MRI Abdomen* Yang Telah Disegmentasi
Sebelah Kanan Citra Segmentasi Secara Manual (Kurva Biru I,
Kuning II Dan Merah III)

Standar keberhasilan segmentasi ini menggunakan standar manual segmentasi terlihat pada gambar 3.7.b. Kodisi tersebut dikaitkan dengan hasil responden untuk melakukan segmentasi terhadap Citra *MRI Abdomen* yang

sama lalu kita kumpulkan titik-titik yang sama yang dilalui kurva segmentasi manual dari ketiganya. Hasil segmentasi manual dari ketiga responden I, II dan III tergambar seperti pada gambar 3.8. Sebelah kanan adalah citra hasil dari segmentasi *MRI Abdomen* (organ pencernaan yang disegmentasi agar terpisah organ satu dengan organ yang lain dengan tujuan untuk memudahkan dalam proses evaluasi). Hasil rekap nilai titik/point of interest dari ketiga responden dapat dilihat pada tabel 3.1. Titik-titik yang berhimpit rapat dengan citra (warna hitam dan putih) inilah yang dijadikan penilaian standar keberhasilan dari segmentasi. Apabila hasil citra segmentasi dari program Chan-Vese sama atau mendekati dari hasil segmentasi manual tersebut maka proses segmentasi dinyatakan berhasil/sesuai.

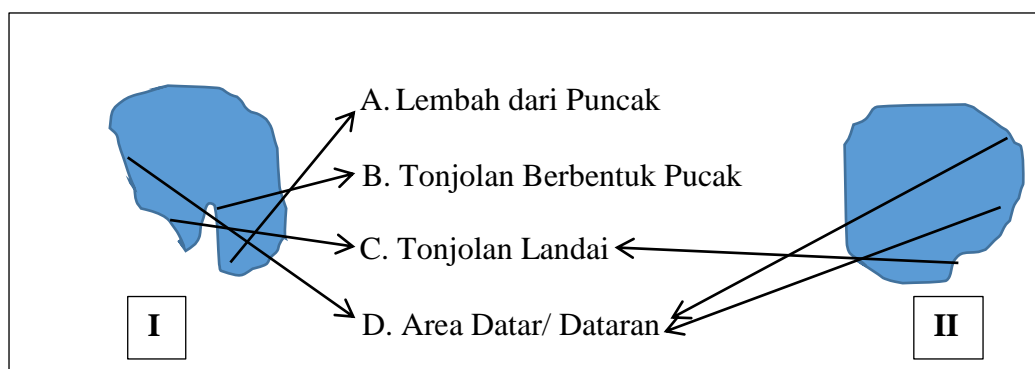
Dari hasil segmentasi manual tersebut dapat dibuat skema umum sebagai panduan dalam evaluasi hasil segmentasi sekaligus dasar analisa hasil segmentasi, seperti terlihat pada gambar 3.9.

Table 3.1 Titik/*Point Of Interest* Citra *MRI Abdomen* Saluran Pencernaan

Titik/ <i>Point</i>	Arti	Responden I	Responden II	Responden III
A, B, D, K, H	Lembah Dari Puncak	v	v	v
C, E, G	Tonjolan Berbentuk Pucak	v	v	v
F, J	Tonjolan Landai	v	v	v
I, L, M	Area Datar/ Dataran	v	v	v

Sumber Data Percobaan

V = masuk dalam titik /*point of interest*



Gambar 3.9 Skema Titik/*Point Of Interest* Segmentasi Saluran Pencernaan Pada *MRI Abdomen*

3.6 Cara Analisa

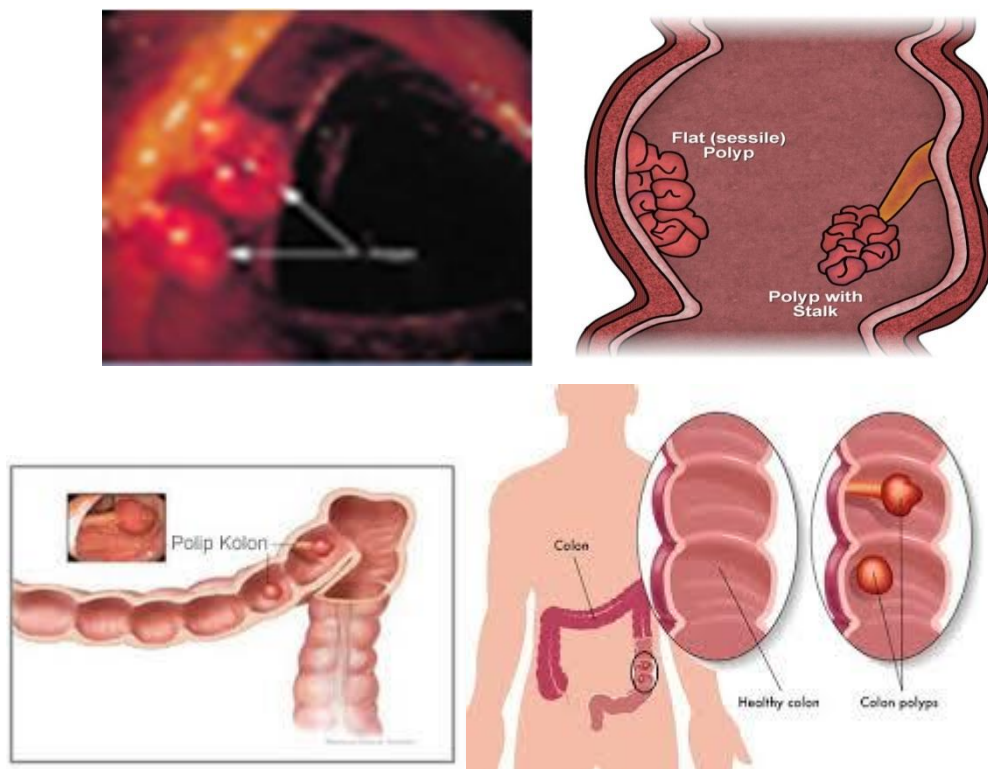
Pertama-tama sistem akan menerima masukan berupa satu seri gambar 2D, berupa citra *MRI*. Pada setiap gambar 2D, dilakukan segmentasi gambar untuk mendapatkan bagian-bagian penting dari gambar tersebut. Setelah segmentasi dilakukan, hasil segmentasi dievaluasi setiap potongan citra secara visual. Data yang kita dapatkan dari hasil pencitraan *magnetic resonancy imaging (MRI)* saluran pencernaan antara lain nilai skala *gray*, skala *housfield unit* serta kontur dari organ pencernaan merujuk dari standar referensi terkait.

Citra segmentasi yang dihasilkan oleh program segmentasi otomatis sudah memisahkan batas tepi dari organ yang dievaluasi. Batas ini secara tegas akan merupakan bentuk visual dari kontur dugaan polip yang terdapat pada saluran pencernaan. Batas yang dibuat segmentasi tersebut secara visual kita evaluasi dengan melihat literatur yang ada terkait dengan berbagai bentuk visual polip yang berhasil dibuat seperti contoh pada gambar 3.8. serta gambar 3.10 disamping itu juga perlu dibandingkan dengan citra plain foto ataupun foto *X-Ray Abdomen* baik tanpa kontras maupun dengan kontras. Foto polip pada citra *X-Ray Abdomen* dengan kontras terlihat pada gambar 3.12 sedangkan bila sudah mengarah ke kanker terlihat pada gambar 3.11.

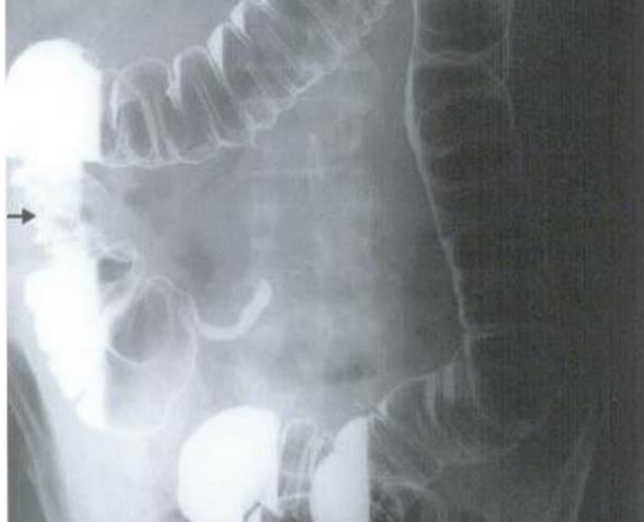
Kondisi anatomis dari saluran pencernaan juga sangat berpengaruh terhadap citra *MRI abdomen*, sehingga perlu diwaspadai adanya kemiripan antara gambaran polip dengan tekstur normal permukaan saluran pencernaan dimana dicurigai adanya polip. Pada gambaran tektur usus halus maka permukaannya akan banyak lipatan/*plica* pada dindingnya hal ini disebabkan untuk memperluas permukaan usus yang fungsinya untuk penyerapan nutrisi. Sedangkan pada usus besar maka teksturnya cenderung lebih besar baik itu ukuran maupun lipatannya seperti tertera pada gambar 3.10.

Untuk membedakannya perlu pembanding dengan potongan/*slice* sebelum dan sesudahnya, apabila kondisi kecurigaan polip maka kita lihat

evaluasi gambaran tersebut masih ada tergambar pada potongan sebelum dan sesudahnya apa tidak apabila masih ada dan berberlanjut maka itu kemungkinan besar adalah merupakan lipatan/*plica* dari dinding usus. Namun bila kondisi kecurigaan tersebut tidak berlanjut pada potongan/*slice* sebelum dan sesudahnya maka besar kemungkinan itu adalah gambaran polip pada dinding usus/saluran pencernaan tersebut.



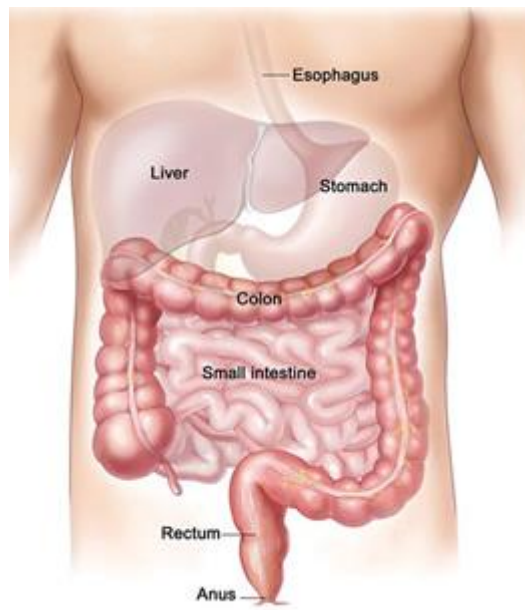
Gambar 3.10 Visualisasi dan Skema Polip Pada Saluran Pencernaan [3]



Gambar 3.11 Karsinoma Kolon Foto Abdomen Dengan Kontras Ganda [10]



Gambar 3.12 Polip Bertangkai Pada *Caecum* [10]



Gambar 3.13 Skema Saluran Pencernaan Dalam Rongga *Abdomen* [4]

Beberapa literatur yang dipakai sebagai panduan dalam penyusunan analisa citra hasil segmentasi tentang adanya polip pada saluran pencernaan terlihat pada gambar 3.11, 3.12. dan 3.13.

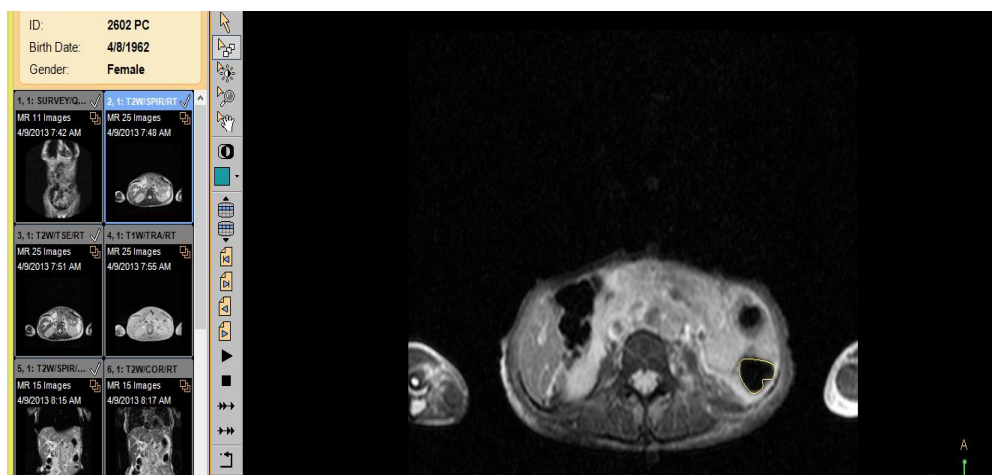
BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

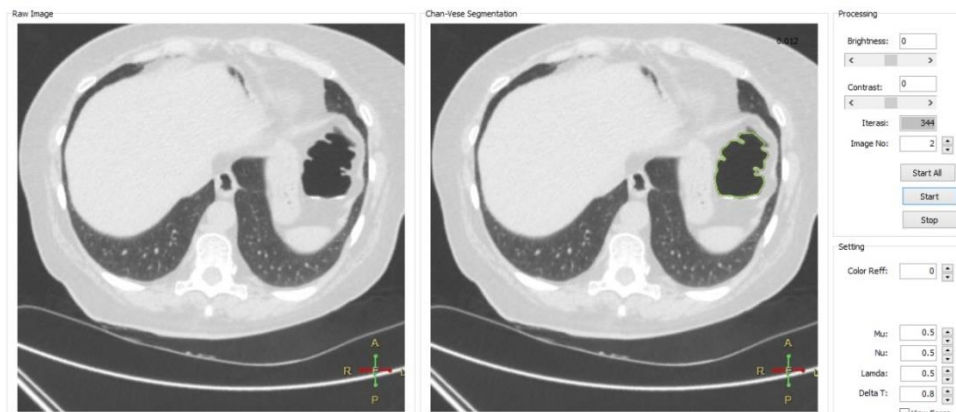
Pada ini akan membahas kinerja program segmentasi otomatis, perbandingan segmentasi manual dan otomatis serta analisa saluran pencernaan hasil segmentasi otomatis.

Citra *Magnetic Resonance Imaging (MRI) abdomen* untuk udara akan memberikan gambaran berwarna hitam sedangkan jaringan yang keras misalnya tulang akan memberikan gambaran berwarna putih. Sedangkan organ yang mempunyai warna keabu-abuan tergantung tingkat kepadatannya, semakin padat maka tingkat keabu-abuannya akan semakin muda. Satu set citra *MRI abdomen* yang akan dievaluasi diubah kedalam citra *JPEG* dari citra *DICOM* file. Setelah itu dipilih citra mana yang dicurigai adanya polip secara visual, lalu disegmentasi untuk mengetahui konturnya untuk dievaluasi.

Segmentasi yang dilaksanakan secara manual pada *work station* pada alat *MRI* terlihat pada gambar 4.1. Sedangkan contoh segmentasi yang dilakukan oleh program Chan-Vese yang telah dibuat dapat dilihat pada gambar 4.2.



Gambar 4.1 Segmentasi Manual Pada *Work Station MRI* (Standart)



Gambar 4.2 Segmentasi Pada Program Otomatis

1.1 Kinerja Program Segmentasi Otomatis Citra Saluran Pencernaan Dengan Metode Chan-Vese

Pada saat kita menentukan/klik kursor pada daerah yang ingin disegmentasi lalu kita klik pada menu Proses pada ikon *start* maka akan secara otomatis sistem bergerak membentuk kurva sesuai dengan tingkat energinya bergerak menuju titik keseimbangan yaitu yang bernilai nol. Apabila pada menu Proses kita klik *Start All* maka seluruh *slice*/potongan akan disegmentasi secara keseluruhan.

Pada percobaan terhadap 10 *slice*/potongan *MRI abdomen* terlihat pada tabel 4.1 dimana sampel kita ambil dari kejadian yang berurutan.

Tabel 4.1 Percobaan Deteksi Puncak/Tonjolan Pada Citra Saluran Pencernaan Pada Citra *MRI Abdomen*

<i>Slice</i>	Citra Asli		Program Segmentasi		Iterasi
	Titik <i>interest</i>	Jumlah	Titik <i>interest</i>	<i>Error</i>	
1	Puncak/Tonjolan	6	6	0	366
2	Puncak/Tonjolan	6	6	0	387
3	Puncak/Tonjolan	9	9	0	402
4	Puncak/Tonjolan	9	9	0	410

5	Puncak/Tonjolan	9	9	0	451
6	Puncak/Tonjolan	9	9	0	474
7	Puncak/Tonjolan	8	8	0	496
8	Puncak/Tonjolan	2	2	0	218
9	Puncak/Tonjolan	2	2	0	263
10	Puncak/Tonjolan	1	1	0	193
	Jumlah	61	61	0	

Sumber Data Percobaan

Dari tabel 4.1 terlihat bahwa program segmentasi dengan metode Chan-Vese mampu melakukan segmentasi dengan baik dengan nilai *error* sebesar nol persen. Adapun nilai Iterasi yang berbeda-beda menunjukkan luasan area yang disegmentasi berbeda-beda untuk setiap *slice*.

Dari data percobaan yang terlihat pada tabel 4.2 dapat disimpulkan bahwa program segmentasi otomatis mempunyai konsistensi yang cukup baik dalam hal membuat kurva segmentasi. Adapun nilai iterasi antara tabel 4.1 dan 4.2 pada *slice* yang sama namun nilai yang berbeda disebabkan penempatan titik awal (klik → *Pointer*) yang berbeda koordinatnya seperti terlihat pada tabel 4.3.

Tabel 4.2 Tingkat Konsistensi Hasil Segmentasi Otomatis

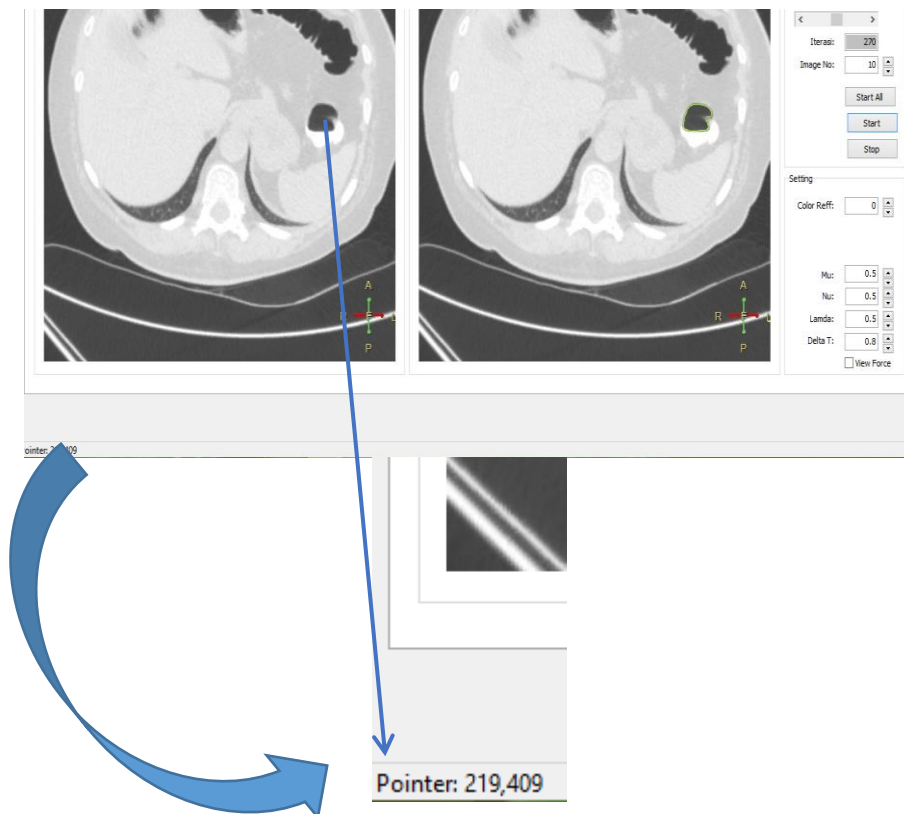
<i>Slice</i>	Citra Asli Titik Interest	Percobaan 1			Percobaan 2			Percobaan 3		
		Hasil	Error	Iterasi	Hasil	Error	Iterasi	Hasil	Error	Iterasi
1	6	6	0	418	6	0	418	6	0	418
4	9	9	0	424	9	0	424	9	0	424
10	1	1	0	256	1	0	256	1	0	256

Sumber Data Percobaan

Tabel 4.3 Perbedaan Koordinat “Klik” *Pointer* Terhadap Nilai Iterasi

Slice	Citra Asli Titik Interest	Percobaan 1			Percobaan 2			Percobaan 3		
		Hasil	Posisi Klik	Iterasi	Hasil	Posisi Klik	Iterasi	Hasil	Posisi Klik	Iterasi
1	6	6	191,382	399	6	198,426	340	6	222,405	455
4	9	9	224,394	539	9	142,415	546	9	180,437	440
10	1	1	219,407	207	1	232,417	278	1	206,399	270

Sumber Data Percobaan



Gambar 4.3 Lokasi “Klik” *Pointer* Pada *Interface*

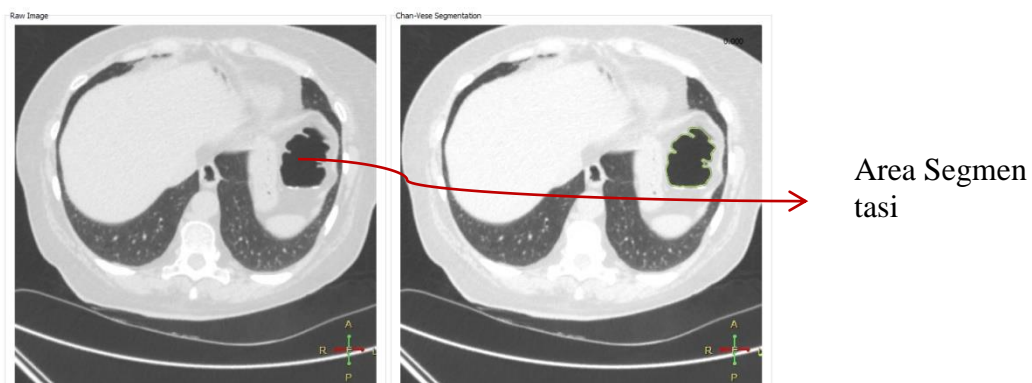
Posisi pointer ini juga yang menunjukkan area yang akan disegmentasi oleh program secara otomatis.

1.2 Perbandingan Segmentasi Manual Dengan Program Segmentasi Otomatis Metode Chan-Vese

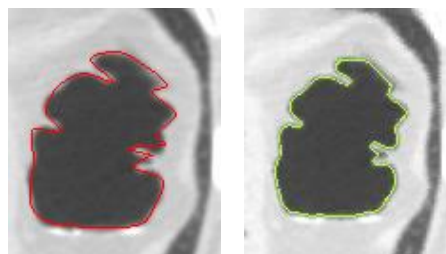
Berikut akan ditampilkan hasil segmentasi yang dilakukan antara segmentasi manual dengan segmentasi yang dilakukan oleh program segmentasi metode Chan-Vese yang telah dibuat, terlihat pada gambar 4.3.

Pada gambar 4.3 A terlihat bahwa hasil segmentasi citra dengan menggunakan program terlihat lebih bagus dan presisi bila dilihat dari citra awal/citra asli hal ini bila dibandingkan dengan citra segmentasi secara manual seperti terlihat perbedaannya pada tabel 4.1.

Dari data tabel 4.1 di atas kita lihat bahwa segmentasi secara manual sangat rawan terhadap terjadinya kesalahan/*error* hal ini disebabkan oleh banyak faktor antara lain ketrampilan, pengalaman serta pengetahuan dari –



A. Sebelah Kiri Citra Asli Dan Sebelah Kanan Citra Hasil Program Segmentasi



B. Sebelah Kiri Citra Hasil Segmentasi Manual (Kurva Merah) Dan Sebelah Kanan Citra Hasil Program Segmentasi (Kurva Hijau)

Gambar 4.4 Perbedaan Citra Segmentasi Manual Dan Citra Segmentasi Secara Otomatis

Tabel 4.4 Perbedaan Hasil Segmentasi Citra *MRI* Secara Manual Dan Secara Otomatis

No	Uraian	Asli	Manual		Program	
			Jumlah	Err	Jumlah	Err
1	Jumlah Lembah dari Puncak	7	7	0	7	0
2	Jumlah Tonjolan Berbentuk Pucak	4	4	0	4	0
3	Jumlah Tonjolan Landai	3	2	1	3	0
4	Jumlah Area Datar/ Dataran	3	3	0	3	0
	Jumlah	17	16	1	17	0

Sumber Data Percobaan.

personel yang melakukan kegiatan segmentasi. Kegiatan segmentasi ini di lingkungan kesehatan/rumah sakit bisa dilaksanakan oleh *radiografer*, fisika medik, *radiolog* dan personel lain yang mempunyai kompetensi untuk melakukan kegiatan tersebut.

Pada percobaan membandingkan kemampuan segmentasi manual dengan segmentasi menggunakan program maka didapat data bahwa nilai kesalahan dari proses segmentasi manual sebesar 0,58 % sementara untuk segmentasi dengan menggunakan program tercatat 0 %.

Dari tabel 4.5 dapat dikatakan bahwa dengan sistem otomatisasi akan menghemat waktu yang sangat signifikan bila dibandingkan dengan cara manual. Segmentasi bila dikerjakan secara manual maka kecepatan penyelesaiannya tergantung dari pengalaman, ketrampilan serta pengetahuan dari personel yang menjalankannya. Hal ini sangat subyektif sekali hal ini berbeda jauh dengan sistem otomatis dimana obyektifitasnya dapat dipertanggungjawabkan.

Kondisi psikologis dan fisik manusia sangat berpengaruh terhadap hasil kerjanya. Hal ini terbukti dari beberapa percobaan antara tiga responden saat melakukan segmentasi, antara satu dengan lainnya sangat berbeda hal ini terlihat dari hasil segmentasi manualnya. Sehingga akurasi dari hasil segmentasi juga akan berbeda-beda.

Tabel 4.5 Perbandingan Waktu Segmentasi Manual Dengan Segmentasi Secara Otomatis

No	Slice	Manual Waktu(detik)	Otomatis Waktu (detik)	Selisih Waktu
1	1	130	43	87
2	4	120	48	72
3	10	60	21	39

Sumber Data Percobaan

Demikian pula jika satu orang mengerjakan sebuah pekerjaan yang sama secara terus menerus juga akan mempengaruhi akurasi hasil kerjanya. Untuk mengatasi masalah tersebut dibuatlah sistem otomatis agar hasilnya bisa terkontrol serta dapat berlaku secara *universal*.

1.3 Analisa Saluran Pencernaan Hasil Segmentasi Secara Otomatis

Hasil citra segmentasi saluran pencernaan akan terlihat suatu lingkaran/kurva berwarna hijau. Bentuk serta posisinya akan berubah sesuai dengan *slice* dimana saluran pencernaan tersebut berada. Perlu diperhatikan bahwa sebelum kita mengevaluasi saluran pencernaan hasil segmentasi ini harus dipahami dulu anatomi dan fisiologis dari organ saluran pencernaan ini dengan baik agar tidak terjadi salah penafsiran.

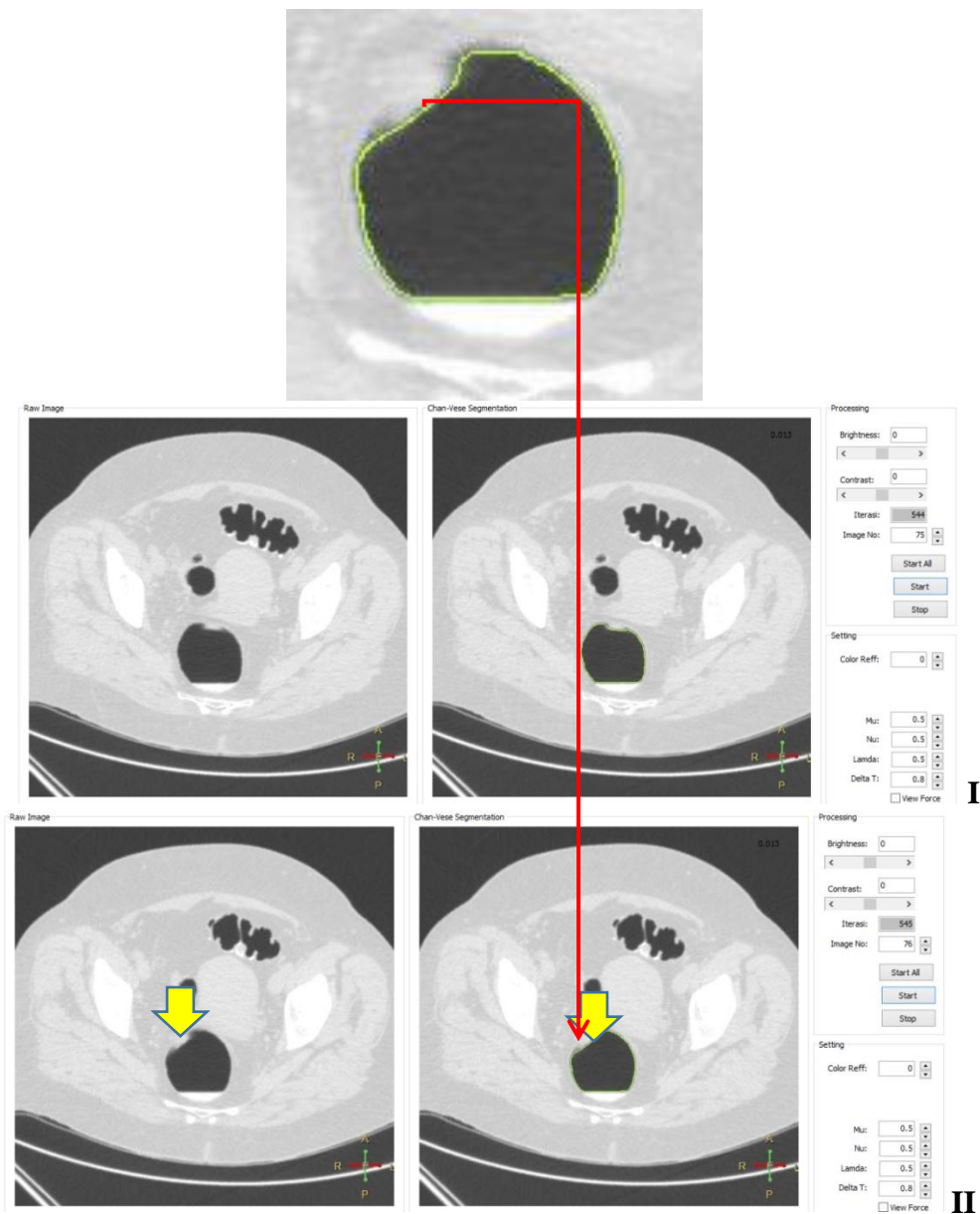
Dari bab sebelumnya telah dijelaskan bahwa polip yang merupakan salah satu gangguan yang dapat terjadi dalam saluran pencernaan merupakan suatu proses pertumbuhan yang berlebih dari suatu organ (saluran pencernaan) sehingga visualisasi yang ada adalah suatu tonjolan yang lebih dari bidang sekitarnya seperti terlihat pada gambar 3.10 dan 3.12. modalitas yang kita gunakan dalam penelitian ini adalah irisan *coronal* citra *MRI abdomen* bidang lingkaran seperti terlihat pada gambar 4.1.

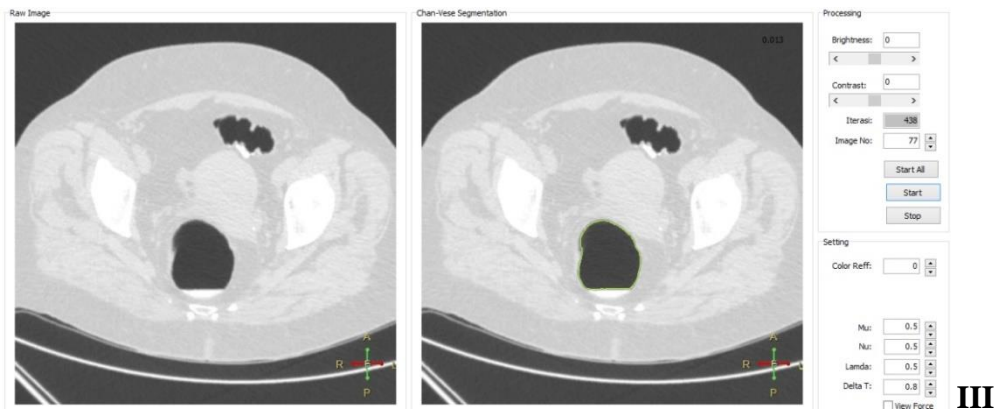
Dalam proses evaluasi secara visual saluran pencernaan ini perlu dilakukan langkah-langkah sebagai berikut yaitu :

- a. Memilih citra dari satu set citra MRI abdomen yang dicurigai


- b. Dibuat segmentasi citra tersebut untuk memperoleh visualisasi organ tersebut
- c. Cari/buat pembandingan citra dari *slice* sebelum dan sesudah dari *slice* yang dicurigai

Contoh langkah tersebut dapat dilihat pada gambar 4.4 dari satu set citra kita mencurigai citra nomor II maka untuk meyakinkan kita proses juga slice sebelum dan sesudahnya yaitu citra nomor I dan III. Hasil segmentasi terlihat pada gambar 4.5.





Gambar 4.5 Evaluasi Citra Hasil Segmentasi

 Tanda panah ini menunjukkan lokasi adanya polip yang terdapat pada saluran pencernaan bagian bawah, lebih tepatnya pada kolon sigmoid. Hal ini diperkuat dengan adanya perbedaan kontur dinding kolon pada irisan sebelum dan sesudahnya yang mana terdapat perbedaan bentuk, pada irisan yang terdapat polipnya dinding kolon cenderung tertarik kearah dalam. Pada *slice* yang dicurigai tadi juga terlihat bahwa keseluruhan/sebagian besar dinding rata tidak ada tonjolan lain selain obyek tadi, sehingga kita dapat menyatakan bahwa tonjolan tersebut diduga polip datar.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5

PENUTUP

Dalam bagian ini akan dirumuskan kesimpulan dari penelitian ini serta sumbang saran yang akan berguna bagi pengembangan penelitian ini.

5.1 Kesimpulan

Dari uraian tersebut di atas tampak bahwa dengan metode segmentasi Chan Vese mampu memberikan gambaran kontur dinding saluran pencernaan secara baik sehingga dapat dievaluasi kondisi dinding saluran tersebut. Serta program otomatisasi system segmentasi dapat dilaksanakan dengan baik dengan nilai kesalahan nol atau tidak ada kesalahan.

Proses analisa visual citra saluran pencernaan hasil segmentasi otomatis ini mampu memberikan gambaran yang tegas dan bagus dari organ tersebut sehingga memudahkan dalam proses identifikasi keberadaan polip atau kelainan yang ada pada bagian tersebut.

5.2 Saran

Untuk lebih meningkatkan akurasi agar pada pemeriksaan polip pada saluran pencernaan ini maka perlu dilakukan persiapan yang bagus sehingga mengurangi adanya bayangan lain/artefak selain organ yang dimaksud. Pemberian kontras udara dalam saluran pencernaan saat pemeriksaan *MRI abdomen* sangat berpengaruh positif terhadap hasil pencitraan terutama bila bertujuan evaluasi saluran pencernaan.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Mathan A, Novita Dwi Cahyanti, K. Bagus W, Rosa K, dr. Sulisyani K., M.Sc., Sp.Rad, Poliposis Kolorektal, Kepaniteraan Klinik Radiologi, FK. UNS/ RSUD Dr. Moewardi, Surakarta, hal. 5-6, (2012).
- [2] Itzkowitz SH, Potack J., *Colonic Polyps And Polyposis Syndromes*. In: Feldman M, Friedman LS, Brandt LJ, eds. *Sleisenger and Fordtran's Gastrointestinal and Liver Disease. Pathophysiology / Diagnosis / Management*. 9th ed. Philadelphia, Pa: Elsevier Saunders, hal. 122, (2010).
- [3] [http://www. Mayoclinic.org/disease-condition/colon-polyps/multimedia](http://www.Mayoclinic.org/disease-condition/colon-polyps/multimedia), diakses tanggal, 25/6/2017.
- [4] [http : // i1.wp.com/kesehatanholistik.com / wp-content / uploads / 2015 / 11](http://i1.wp.com/kesehatanholistik.com/wp-content/uploads/2015/11) diakses tanggal, 25/6/2017.
- [5] Pamudjiandri, Makalah *MRI (Magnetic Resonance Imaging)*, hal. 2-4, (2011).
- [6] [htt://pamudjiandri.files.wordpress.com/2017/01/mri.jp](http://pamudjiandri.files.wordpress.com/2017/01/mri.jp). diakses tanggal, 25/6/2017.
- [7] Mulyono Notosiswoyo, Susi Suswati, Pemanfaatan MRI Sebagai Sarana Diagnostik Pasien, Media Litbang Kesehatan Volume XIV Nomor 3 hal 1-3, (2004).
- [8] J.P. Hornak, *The Basic of MRI*, Chapter 3, (2010).
- [9] Apriyana, Deltasari dkk., Perbandingan Metode Sobel, Metode Prewitt Dan Metode Robert Untuk Deteksi Tepi Obyek Pada Aplikasi Pengenalan Bentuk Berbasis Citra Digital, Prodi Teknik Informatika STMIK GI MDP, hal 6-7, (Juli 2013).
- [10] Pradip R. Patel, *Lecture Notes Radiologi*, Penerbit Erlangga, hal 95-120, (2007).

- [11] Rami Cohen, Chan Vese *Algorithm Project Report*, Pengantar Medical Imaging, Israel Institute Of Technology, hal.3-16, (2010).
- [12] Mazid Kamal, Ruri Suko Basuki, M.Kom, Segmentasi Citra Daun Tembakau Berbasis Deteksi Tepi Menggunakan Algoritma Canny, FT Informatika Univ. Dian Nusantoro, Semarang, hal. 3-4, (2014).
- [13] Metha Riandhini, DR. Ing. Farid Thalib, Penentuan Stadium Kanker Payudara Dengan Metode Canny Dan Global Feature Diameter, FTI. Univ. Gunadarma, hal. 2-5, (2014).

LAMPIRAN :

Lampiran 1. Program Segmentasi Otomatis Dengan Metode Chan-Vese

```
unit Unit1;

interface

uses
  Winapi.Windows, Winapi.Messages, System.SysUtils, System.Variants,
  System.Classes, Vcl.Graphics,
  Vcl.Controls, Vcl.Forms, Vcl.Dialogs, Vcl.ExtDlgs, Vcl.Menus,
  Vcl.ExtCtrls, jpeg, pngimage, gifimg,
  Vcl.ComCtrls, Vcl.StdCtrls, math, VclTee.TeeGDIPlus,
  VCLTee.TeEngine,
  VCLTee.TeeSurfa, VCLTee.TeeProcs, VCLTee.Chart,
  VCLTee.TeeTools, VCLTee.Series,
  VCLTee.TeePoin3, VCLTee.ImaPoint, VCLTee.BubbleCh,
  VCLTee.TeeMagnifyTool;

type
  TProses=class(TThread)
  protected
    // the main body of the thread
    procedure Execute; override;
  end;
  TProsesAll=class(TThread)
  protected
    // the main body of the thread
    procedure Execute; override;
  end;
  TForm1 = class(TForm)
    MainMenu1: TMainMenu;
    mnStart: TMenuItem;
    mnOpen: TMenuItem;
    mnExit: TMenuItem;
    OpenTextFileDialog1: TOpenTextFileDialog;
    StatusBar1: TStatusBar;
    PageControl1: TPageControl;
    TabSheet1: TTabSheet;
    TabSheet2: TTabSheet;
```

```

TeeGDIPlus1: TTeeGDIPlus;
TeeGDIPlus2: TTeeGDIPlus;
Chart1: TChart;
TeeGDIPlus3: TTeeGDIPlus;
ChartTool1: TRotateTool;
TeeGDIPlus4: TTeeGDIPlus;
GroupBox1: TGroupBox;
Label5: TLabel;
Label6: TLabel;
Label7: TLabel;
Label8: TLabel;
edDeltaS: TEdit;
edLamda: TEdit;
edNu: TEdit;
edMu: TEdit;
Label2: TLabel;
edDeltaHeight: TEdit;
ck3D: TCheckBox;
UpDown2: TUpDown;
UpDown5: TUpDown;
UpDown6: TUpDown;
UpDown7: TUpDown;
UpDown8: TUpDown;
TeeGDIPlus5: TTeeGDIPlus;
TeeGDIPlus6: TTeeGDIPlus;
TeeGDIPlus7: TTeeGDIPlus;
GroupBox2: TGroupBox;
Image1: TImage;
Chart2: TChart;
ChartTool2: TRotateTool;
GroupBox3: TGroupBox;
Image2: TImage;
GroupBox4: TGroupBox;
btStartCV: TButton;
edIterasi: TEdit;
UpDown1: TUpDown;
edNoImage: TEdit;
ScrollBar1: TScrollBar;
Label1: TLabel;
Label9: TLabel;
Label10: TLabel;
edBrightness: TEdit;
TeeGDIPlus8: TTeeGDIPlus;
About1: TMenuItem;
ScrollBar3: TScrollBar;
edContrast: TEdit;
Label12: TLabel;

```

```

    btStopCV: TButton;
    lbError: TLabel;
    btStartAll: TButton;
    Series2: TSurfaceSeries;
    Series1: TSurfaceSeries;
    function f(x:single):single;
    procedure mnOpenClick(Sender: TObject);
    procedure ScrollBar1Change(Sender: TObject);
    procedure UpDown1Changing(Sender: TObject; var AllowChange:
Boolean);
    procedure btStartCVClick(Sender: TObject);
    procedure ck3DClick(Sender: TObject);
    procedure UpDown2Changing(Sender: TObject; var AllowChange:
Boolean);
    procedure Image1MouseDown(Sender: TObject; Button:
TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
    procedure FormCreate(Sender: TObject);
    procedure UpDown5Changing(Sender: TObject; var AllowChange:
Boolean);
    procedure UpDown6Changing(Sender: TObject; var AllowChange:
Boolean);
    procedure UpDown7Changing(Sender: TObject; var AllowChange:
Boolean);
    procedure UpDown8Changing(Sender: TObject; var AllowChange:
Boolean);
    procedure About1Click(Sender: TObject);
    procedure mnExitClick(Sender: TObject);
    procedure btStopCVClick(Sender: TObject);
    procedure btStartAllClick(Sender: TObject);
    procedure ScrollBar3Change(Sender: TObject);
private
    { Private declarations }
    TemporaryImage:TImage;
    OriginalImage:TImage;
    Applied:boolean;
public
    { Public declarations }
end;

var
    Form1: TForm1;
    myFile : TextFile;
    saveFile: String;
    startImageFile, stopImageFile: integer;
    jpeg: TJPEGImage;
    bmpOri, bmp, tempBmp, tempBmp2: Tbitmap;

```

```

threadStop, threadStopAll: boolean;
centerHeight, centerWidth, imgHeight, imgWidth: integer;
iPlus, ii, jj, iterasi, temp: integer;
pixelPointer: PByteArray;
originalPixelPointer: PByteArray;
phiPixel, phiPixel2, phiPixelOld, force: array[-1..513, -1..513] of Single;
deltaHeight, lineWidth, beta, tempHz, mu, nu, lamda, grad, gradM,
curvature, deltaS, fx, fy, fxx, fyy, fxy, c1, c2: single;
tempIn, tempOut: integer;
implementation
uses ActiveX;
{$R *.dfm}

```

```

procedure TProses.Execute;
var
  i, j, k: Integer;
  maxForce, threshold, tempFloat: single;
  g, a, b, c, d: single;
begin
  while not Terminated do
  begin
    //hitung force
    maxForce:=0;
    for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
    begin
      originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
      for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
      begin
        if (phiPixel[j,i]<10) And (phiPixel[j,i]>-10) then
        begin
          fx:=(phiPixel[j+1,i]-phiPixel[j-1,i])/(2*deltaS);
          fy:=(phiPixel[j,i+1]-phiPixel[j,i-1])/(2*deltaS);
          fxx:=(phiPixel[j+1,i]+phiPixel[j-1,i]-2*phiPixel[j,i])/(sqr(deltaS));
          fyy:=(phiPixel[j,i+1]+phiPixel[j,i-1]-2*phiPixel[j,i])/(sqr(deltaS));
          fxy:=(phiPixel[j+1,i+1]-phiPixel[j-1,i+1]-phiPixel[j+1,i-1]-phiPixel[j-1,i-1])/(4*sqr(deltaS));
          grad:=sqr(fx)+sqr(fy);
          if grad>0 then curvature:=(sqr(fx)*fyy+sqr(fy)*fxx-2*fx*fy*fxy)/(power(grad,1.5))
          else curvature:=1;
          gradM:=power((sqr(fx)+sqr(fy)),0.5);
          force[j,i]:=(mu*curvature*gradM-nu-lamda*sqr(originalPixelPointer[3*j]-c1)+lamda*sqr(originalPixelPointer[3*j]-c2));
          maxForce:=max(maxForce,force[j,i]);
        end;
      end;
    end;
  end;
end;

```

```

end;

//update phi sesuai force
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
begin
if (phiPixel[j,i]<10) And (phiPixel[j,i]>-10) then
begin
//skalakan force
force[j,i]:=force[j,i]/maxForce;
phiPixel[j,i]:=phiPixel[j,i]+deltaS*force[j,i];
end;
end;
end;

//re-inisialisasi level set
threshold:=0;k:=0;tempFloat:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
begin
a:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j-1,i])/2;
b:=(phiPixel[j+1,i]-phiPixel[j,i])/2;
c:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j,i-1])/2;
d:=(phiPixel[j,i+1]-phiPixel[j,i])/2;
if phiPixel[j,i]>0 then
begin

g:=sqrt(max(sqr(max(a,0)),sqr(min(b,0)))+max(sqr(max(c,0)),sqr(min(d,0))))-1;
phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*g;
end
else
begin

g:=sqrt(max(sqr(min(a,0)),sqr(max(b,0)))+max(sqr(min(c,0)),sqr(max(d,0))))-1;
phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*-g;
end;
if (phiPixel2[j,i]>1) then
begin
tempFloat:=tempFloat+abs(phiPixel2[j,i]-phiPixelOld[j,i]);
inc(k);
end;

```

```

    end;
end;
    threshold:=tempFloat/k;
//finishing
c1:=0;c2:=0;tempIn:=0;tempOut:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
    originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
    pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
    for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
    begin
        //inisialisasi c1, c2 lagi

temp:=trunc((originalPixelPointer[3*j+2]+originalPixelPointer[3*j+1]+or
iginalPixelPointer[3*j])/3);
        phiPixel[j,i]:=phiPixel2[j,i];
        phiPixelOld[j,i]:=phiPixel2[j,i];
        if (phiPixel[j,i]>0) then
        begin
            c1:=c1+temp;
            inc(tempIn);
        end
        else
        begin
            c2:=c2+temp;
            inc(tempOut);
        end;
        //gambarkan hasil C-V
        if (phiPixel[j,i]<1) And (phiPixel[j,i]>-1) then
        begin
            pixelPointer[3*j+2]:=173;
            pixelPointer[3*j+1]:=255;
            pixelPointer[3*j]:=47;
        end
        else
        begin
            pixelPointer[3*j+2]:=originalPixelPointer[3*j+2];
            pixelPointer[3*j+1]:=originalPixelPointer[3*j+1];
            pixelPointer[3*j]:=originalPixelPointer[3*j];
        end;
    end;
end;
c1:=c1/tempIn;
c2:=c2/tempOut;
Form1.Image2.Picture.Bitmap.Assign(tempBmp);
Form1.lbError.caption:=floattostrF(threshold,ffNumber,3,3);
//gambar level set yang telah diinisialisasi

```



```

{ for i:=0 to bmpOri.Height-1 do
  begin
    for j:=0 to bmpOri.Width-1 do
      begin
        Series2.AddXYZ(j,phiPixel[j,i],i);
      end;
    end;}
//stop iterasi apabila telah mencapai threshold
if (iterasi>10000)Or(threshold<sqr(deltaS)*0.02) then
begin
  //berhenti
  threadStop:=true;
end;
//tambah iterasi dan ulangi
inc(iterasi);
Form1.edIterasi.Text:=inttostr(iterasi);
if threadStop then Exit;
end;

end;

procedure TProsesAll.Execute;
var
  i,j,k:Integer;
  maxForce, threshold: single;
  g,a,b,c,d,tempFloat: single;
begin
  while not Terminated do
  begin
    //hitung force
    maxForce:=0;
    for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
      begin
        originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
        for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
          begin
            if (phiPixel[j,i]<10) And (phiPixel[j,i]>-10) then
              begin
                fx:=(phiPixel[j+1,i]-phiPixel[j-1,i])/(2*deltaS);
                fy:=(phiPixel[j,i+1]-phiPixel[j,i-1])/(2*deltaS);
                fxx:=(phiPixel[j+1,i]+phiPixel[j-1,i]-2*phiPixel[j,i])/(sqr(deltaS));
                fyy:=(phiPixel[j,i+1]+phiPixel[j,i-1]-2*phiPixel[j,i])/(sqr(deltaS));
                fxy:=(phiPixel[j+1,i+1]-phiPixel[j-1,i+1]-phiPixel[j+1,i-1]+phiPixel[j-1,i-1])/(4*sqr(deltaS));
                grad:=sqr(fx)+sqr(fy);
                if grad>0 then curvature:=(sqr(fx)*fyy+sqr(fy)*fxx-2*fx*fy*fxy)/(power(grad,1.5))

```

```

        else curvature:=1;
        gradM:=power((sqr(fx)+sqr(fy)),0.5);
        force[j,i]:=(mu*curvature*gradM-nu-
lamda*sqr(originalPixelPointer[3*j]-
c1)+lamda*sqr(originalPixelPointer[3*j]-c2));
        maxForce:=max(maxForce,force[j,i]);
    end;
end;
end;

//update phi sesuai force
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
begin
if (phiPixel[j,i]<10) And (phiPixel[j,i]>-10) then
begin
//skalakan force
force[j,i]:=force[j,i]/maxForce;
phiPixel[j,i]:=phiPixel[j,i]+deltaS*force[j,i];
end;
end;
end;

//re-inisialisasi level set
tempFloat:=0;k:=1;threshold:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
begin
a:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j-1,i])/2;
b:=(phiPixel[j+1,i]-phiPixel[j,i])/2;
c:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j,i-1])/2;
d:=(phiPixel[j,i+1]-phiPixel[j,i])/2;
if phiPixel[j,i]>0 then
begin
g:=sqrt(max(sqr(max(a,0)),sqr(min(b,0)))+max(sqr(max(c,0)),sqr(min(d,0
))))-1;
phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*g;
end
else
begin
g:=sqrt(max(sqr(min(a,0)),sqr(max(b,0)))+max(sqr(min(c,0)),sqr(max(d,0
))))-1;
phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*-g;
end;
end;
end;
end;

```

```

end;

if (phiPixel2[j,i]>1) then
begin
    tempFloat:=tempFloat+abs(phiPixel2[j,i]-phiPixelOld[j,i]);
    inc(k);
end;
end;
end;
threshold:=tempFloat/k;
//finishing
c1:=0;c2:=0;tempIn:=0;tempOut:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
    originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
    pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
    for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
    begin
        //inisialisasi c1, c2 lagi

temp:=trunc((originalPixelPointer[3*j+2]+originalPixelPointer[3*j+1]+or
iginalPixelPointer[3*j])/3);
        phiPixel[j,i]:=phiPixel2[j,i];
        phiPixelOld[j,i]:=phiPixel2[j,i];
        if (phiPixel[j,i]>0) then
        begin
            c1:=c1+temp;
            inc(tempIn);
        end
        else
        begin
            c2:=c2+temp;
            inc(tempOut);
        end;
        //gambarkan hasil C-V
        if (phiPixel[j,i]<1) And (phiPixel[j,i]>-1) then
        begin
            pixelPointer[3*j+2]:=173;
            pixelPointer[3*j+1]:=255;
            pixelPointer[3*j]:=47;
        end
        else
        begin
            pixelPointer[3*j+2]:=originalPixelPointer[3*j+2];
            pixelPointer[3*j+1]:=originalPixelPointer[3*j+1];
            pixelPointer[3*j]:=originalPixelPointer[3*j];
        end;
    end;
end;

```

```

    end;
end;
c1:=c1/tempIn;
c2:=c2/tempOut;
Form1.Image2.Picture.Bitmap.Assign(tempBmp);
Form1.lbError.caption:=floattostrF(threshold,ffNumber,4,4);
//tambah iterasi dan ulangi
inc(iterasi);
Form1.edIterasi.Text:=inttostr(iterasi);
//stop iterasi apabila telah mencapai threshold
if (iterasi>10000)Or(threshold<sqr(deltaS)*0.02) then
begin
    //gambar rekonstruksi 3D
    for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
    begin
        originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
        pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
        for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
        begin
            if (phiPixel[j,i]<1) And (phiPixel[j,i]>-1) then
            begin
                Form1.Series1.AddXYZ(j,200-iPlus,i);
            end;
        end;
    end;
end;

Form1.UpDown1.Position:=Form1.UpDown1.Position+1;
Form1.edNoImage.text:=inttostr(Form1.UpDown1.Position);
try
jpeg.LoadFromFile(ExtractFilePath(saveFile)+inttostr(Form1.UpDown1.
Position)+' .jpg');
    bmp := Tbitmap.Create;
    try
        bmp.PixelFormat := pf24bit;
        bmp.Width := jpeg.Width;
        bmp.Height:= jpeg.Height;
        bmp.Assign(jpeg);

        tempBmp := Tbitmap.Create;
        tempBmp.PixelFormat := pf24bit;
        tempBmp.Width := bmp.Width;
        tempBmp.Height:= bmp.Height;

        tempBmp2 := Tbitmap.Create;
        tempBmp2.PixelFormat := pf24bit;
        tempBmp2.Width := bmp.Width;

```

```

tempBmp2.Height:= bmp.Height;

Form1.Image1.Picture.Bitmap.Assign(bmp);
Form1.StatusBar1.SimpleText:= inttostr(Form1.UpDown1.Position)
+'.jpg -> ' + IntToStr(Form1.Image1.Picture.Width) + 'x'+
IntToStr(Form1.Image1.Picture.Height);
    iterasi:=0;
    inc(iPlus);
finally
end;
finally
end;

//muat image temp
for i:=0 to bmp.Height-1 do
begin
    pixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
    originalPixelPointer:=bmp.ScanLine[i];
    for j:=0 to bmp.Width-1 do
    begin
        temp:=originalPixelPointer[3*j+2] + Form1.ScrollBar1.Position*20;
        temp:=round(Form1.ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
        if temp<0 then temp:=0;
        if temp>255 then temp:=255;
        pixelPointer[3*j+2]:=temp;
        temp:=originalPixelPointer[3*j+1] + Form1.ScrollBar1.Position*20;
        temp:=round(Form1.ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
        if temp<0 then temp:=0;
        if temp>255 then temp:=255;
        pixelPointer[3*j+1]:=temp;
        temp:=originalPixelPointer[3*j] + Form1.ScrollBar1.Position*20;
        temp:=round(Form1.ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
        if temp<0 then temp:=0;
        if temp>255 then temp:=255;
        pixelPointer[3*j]:=temp;
    end;
end;
Form1.Image1.Picture.Bitmap.Assign(bmpOri);
tempBmp.Assign(bmpOri);
c1:=0;c2:=0;tempIn:=0;tempOut:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
    pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
    originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
    for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
    begin

```

```

temp:=trunc((originalPixelPointer[3*j+2]+originalPixelPointer[3*j+1]+originalPixelPointer[3*j])/3);
pixelPointer[3*j+2]:=temp;
pixelPointer[3*j+1]:=temp;
pixelPointer[3*j]:=temp;
//phiPixel[j,i]:=2*exp(-(sqr(j-centerWidth)/16+sqr(i-centerHeight)/16))-1;
phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i];
force[j,i]:=0;
if phiPixel[j,i]>=0 then
begin
c1:=c1+temp;
inc(tempIn);
end
else
begin
c2:=c2+temp;
inc(tempOut);
end;

end;
end;
c1:=c1/tempIn;
c2:=c2/tempOut;

end;

if threadStopAll then Exit;
end;

end;

procedure TForm1.About1Click(Sender: TObject);
begin
showmessage('Chan-Vese Segmentation'#13#10'Designed by Ribut Triwoto'#13#10'ITS-Surabaya'#13#10'@2015');
end;

procedure TForm1.btStartAllClick(Sender: TObject);
var
i,j:Integer;
a,b,c,d,g: single;
begin
if threadStopAll then

```

```

begin
Series1.Clear;
Form1.Series1.AddXYZ(512,200,512);

//muat image temp
for i:=0 to bmpOri.Height-1 do
begin
pixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
originalPixelPointer:=bmp.ScanLine[i];
for j:=0 to bmpOri.Width-1 do
begin
temp:=originalPixelPointer[3*j+2] + ScrollBar1.Position*20;
temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
if temp<0 then temp:=0;
if temp>255 then temp:=255;
pixelPointer[3*j+2]:=temp;
temp:=originalPixelPointer[3*j+1] + ScrollBar1.Position*20;
temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
if temp<0 then temp:=0;
if temp>255 then temp:=255;
pixelPointer[3*j+1]:=temp;
temp:=originalPixelPointer[3*j] + ScrollBar1.Position*20;
temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
if temp<0 then temp:=0;
if temp>255 then temp:=255;
pixelPointer[3*j]:=temp;
end;
end;
Image1.Picture.Bitmap.Assign(bmpOri);
//mulai inisialisasi
tempBmp.Assign(bmpOri);
deltaHeight:=strtofloat(edDeltaHeight.Text);
deltaS:=strtofloat(edDeltaS.Text);
mu:=strtofloat(edMu.Text);
nu:=strtofloat(edNu.Text);
lamda:=strtofloat(edLamda.Text);
c1:=0;c2:=0;tempIn:=0;tempOut:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
begin
temp:=trunc((originalPixelPointer[3*j+2]+originalPixelPointer[3*j+1]+originalPixelPointer[3*j])/3);
pixelPointer[3*j+2]:=temp;

```

```

        pixelPointer[3*j+1]:=temp;
        pixelPointer[3*j]:=temp;
        phiPixel[j,i]:=2*exp(-(sqr(j-centerWidth)/16+sqr(i-centerHeight)/16))-
1;
    end;
end;

//re-inisialisasi level set
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
    for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
    begin
        a:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j-1,i])/2;
        b:=(phiPixel[j+1,i]-phiPixel[j,i])/2;
        c:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j,i-1])/2;
        d:=(phiPixel[j,i+1]-phiPixel[j,i])/2;
        if phiPixel[j,i]>0 then
        begin

g:=sqrt(max(sqr(max(a,0)),sqr(min(b,0)))+max(sqr(max(c,0)),sqr(min(d,0
))))-1;
            phiPixel[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*g;
        end
        else
        begin

g:=sqrt(max(sqr(min(a,0)),sqr(max(b,0)))+max(sqr(min(c,0)),sqr(max(d,0
))))-1;
            phiPixel[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*-g;
        end;
        phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i];
        phiPixelOld[j,i]:=phiPixel[j,i];
        if phiPixel[j,i]>=0 then
        begin
            c1:=c1+temp;
            inc(tempIn);
        end
        else
        begin
            c2:=c2+temp;
            inc(tempOut);
        end;
    end;
end;
c1:=c1/tempIn;
c2:=c2/tempOut;
iterasi:=0;

```



```

iPlus:=0;
threadStopAll:=false;
with TProsesAll.Create(False) do
    // Tell the TThread instance to automatically destroy itself once it's
    been terminated
    FreeOnTerminate := True;
end;
end;

procedure TForm1.btStartCVClick(Sender: TObject);
var
    i,j:Integer;
    a,b,c,d,g: single;
begin
    if threadStop then
        begin
            //muat image temp
            for i:=0 to bmpOri.Height-1 do
                begin
                    pixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
                    originalPixelPointer:=bmp.ScanLine[i];
                    for j:=0 to bmpOri.Width-1 do
                        begin
                            temp:=originalPixelPointer[3*j+2] + ScrollBar1.Position*20;
                            temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
                            if temp<0 then temp:=0;
                            if temp>255 then temp:=255;
                            pixelPointer[3*j+2]:=temp;
                            temp:=originalPixelPointer[3*j+1] + ScrollBar1.Position*20;
                            temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
                            if temp<0 then temp:=0;
                            if temp>255 then temp:=255;
                            pixelPointer[3*j+1]:=temp;
                            temp:=originalPixelPointer[3*j] + ScrollBar1.Position*20;
                            temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
                            if temp<0 then temp:=0;
                            if temp>255 then temp:=255;
                            pixelPointer[3*j]:=temp;
                        end;
                    end;
                end;
            Image1.Picture.Bitmap.Assign(bmp);
            //mulai inialisasi
            tempBmp.Assign(bmpOri);
            deltaHeight:=strtofloat(edDeltaHeight.Text);
            deltaS:=strtofloat(edDeltaS.Text);
            mu:=strtofloat(edMu.Text);
            nu:=strtofloat(edNu.Text);

```

```

lamda:=strtofloat(edLamda.Text);
c1:=0;c2:=0;tempIn:=0;tempOut:=0;
for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
begin
  pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
  originalPixelPointer:=bmpOri.ScanLine[i];
  for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
  begin

temp:=trunc((originalPixelPointer[3*j+2]+originalPixelPointer[3*j+1]+or
iginalPixelPointer[3*j])/3);
    pixelPointer[3*j+2]:=temp;
    pixelPointer[3*j+1]:=temp;
    pixelPointer[3*j]:=temp;
    phiPixel[j,i]:=2*exp(-(sqr(j-centerWidth)/16+sqr(i-centerHeight)/16))-
1;
    end;
  end;
  //re-inisialisasi level set
  for i:=0 to tempBmp.Height-1 do
  begin
    for j:=0 to tempBmp.Width-1 do
    begin
      a:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j-1,i])/2;
      b:=(phiPixel[j+1,i]-phiPixel[j,i])/2;
      c:=(phiPixel[j,i]-phiPixel[j,i-1])/2;
      d:=(phiPixel[j,i+1]-phiPixel[j,i])/2;
      if phiPixel[j,i]>0 then
      begin

g:=sqrt(max(sqr(max(a,0)),sqr(min(b,0)))+max(sqr(max(c,0)),sqr(min(d,0
))))-1;
        phiPixel[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*g;
      end
      else
      begin

g:=sqrt(max(sqr(min(a,0)),sqr(max(b,0)))+max(sqr(min(c,0)),sqr(max(d,0
))))-1;
        phiPixel[j,i]:=phiPixel[j,i]-deltaS*-g;
      end;
      phiPixel2[j,i]:=phiPixel[j,i];
      if phiPixel[j,i]>=0 then
      begin
        c1:=c1+temp;
        inc(tempIn);
      end

```

```

        else
        begin
            c2:=c2+temp;
            inc(tempOut);
        end;
    end;
end;
c1:=c1/tempIn;
c2:=c2/tempOut;
iterasi:=0;
threadStop:=false;
with TProses.Create(False) do
    // Tell the TThread instance to automatically destroy itself once it's
    been terminated
    FreeOnTerminate := True;
end;
end;

procedure TForm1.btStopCVClick(Sender: TObject);
begin
    threadStop:=true;
    threadStopAll:=true;
end;

procedure TForm1.ck3DClick(Sender: TObject);
begin
    if ck3D.Checked=true then
    begin
        Chart2.Visible:=true;
        Image1.Visible:=false;
        GroupBox2.Caption:='Force';
    end
    else
    begin
        Chart2.Visible:=false;
        Image1.Visible:=true;
        GroupBox2.Caption:='Raw Image';
    end;
end;

procedure TForm1.mnExitClick(Sender: TObject);
begin
    Close;
end;

procedure TForm1.mnOpenClick(Sender: TObject);
var

```

```

tempStr, formatInfo:string;
begin
if OpenTextFileDialog1.Execute then
begin
saveFile:= OpenTextFileDialog1.FileName;
AssignFile(myFile, saveFile);
Reset(myFile);
ReadLn(myFile, tempStr);
if tempStr='===Image Processing 0.9=== ' then
begin
ReadLn(myFile, tempStr);
if tempStr='===Image File=== ' then
begin
ReadLn(myFile, startImageFile);
ReadLn(myFile, stopImageFile);
edNoImage.Text:=inttostr(startImageFile);
UpDown1.Position:=startImageFile;
UpDown1.Min:=startImageFile;
UpDown1.Max:=stopImageFile;
UpDown1.Enabled:=true;
StatusBar1.SimpleText:= inttostr(UpDown1.Position) +'.jpg -> '+
IntToStr(Image1.Picture.Width) + 'x'+ IntToStr(Image1.Picture.Height);
//convert jpeg to bmp
jpeg := TJPEGImage.Create;
try

jpeg.LoadFromFile(ExtractFilePath(saveFile)+inttostr(startImageFile)+'.j
pg');
bmp := Tbitmap.Create;
try
bmp.PixelFormat := pf24bit;
bmp.Width := jpeg.Width;
bmp.Height:= jpeg.Height;
bmp.Assign(jpeg);

tempBmp := Tbitmap.Create;
tempBmp.PixelFormat := pf24bit;
tempBmp.Width := bmp.Width;
tempBmp.Height:= bmp.Height;
tempBmp.Assign(jpeg);

bmpOri := Tbitmap.Create;
bmpOri.PixelFormat := pf24bit;
bmpOri.Width := bmp.Width;
bmpOri.Height:= bmp.Height;
bmpOri.Assign(jpeg);

```

```

        Image1.Picture.Bitmap.Assign(bmp);
        imgHeight:= Image1.Picture.Height;
        imgWidth:=Image1.Picture.Width;
        StatusBar1.SimpleText:= inttostr(UpDown1.Position) +'.jpg -> '+
IntToStr(Image1.Picture.Width) + 'x'+ IntToStr(Image1.Picture.Height);
        finally
            //bmp.Free;
        end;
    finally
        //jpeg.Free;
        GroupBox1.Enabled:=true;
        GroupBox4.Enabled:=true;
    end;
end;
end;

end;
end;

procedure TForm1.ScrollBar1Change(Sender: TObject);
var
    i,j:Integer;
    temp:integer;
    pixelPointer:PByteArray;
    originalPixelPointer:PByteArray;

begin
    if threadStop=False then threadStop:=true;
    if threadStopAll=False then threadStopAll:=true;
    if ScrollBar1.Position>0 then
        edBrightness.Text:='+'+inttostr(ScrollBar1.Position)
    else
        edBrightness.Text:=inttostr(ScrollBar1.Position);
    for i:=0 to bmp.Height-1 do
        begin
            pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
            originalPixelPointer:=bmp.ScanLine[i];
            for j:=0 to bmp.Width-1 do
                begin
                    temp:=originalPixelPointer[3*j+2] + ScrollBar1.Position*10;
                    temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
                    if temp<0 then temp:=0;
                    if temp>255 then temp:=255;
                    pixelPointer[3*j+2]:=temp;
                    temp:=originalPixelPointer[3*j+1] + ScrollBar1.Position*10;
                    temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
                    if temp<0 then temp:=0;

```

```

    if temp>255 then temp:=255;
    pixelPointer[3*j+1]:=temp;
    temp:=originalPixelPointer[3*j] + ScrollBar1.Position*10;
    temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
    if temp<0 then temp:=0;
    if temp>255 then temp:=255;
    pixelPointer[3*j]:=temp;
  end;
end;
Image2.Picture.Bitmap.Assign(tempBmp);

end;

procedure TForm1.ScrollBar3Change(Sender: TObject);
var
  i,j:Integer;
  temp:integer;
  pixelPointer:PByteArray;
  originalPixelPointer:PByteArray;
begin
  if threadStop=False then threadStop:=true;
  if threadStopAll=False then threadStopAll:=true;
  if ScrollBar3.Position>10 then
    edContrast.Text:=''+inttostr(ScrollBar3.Position-10)
  else
    edContrast.Text:=inttostr(ScrollBar3.Position-10);
  for i:=0 to bmp.Height-1 do
    begin
      pixelPointer:=tempBmp.ScanLine[i];
      originalPixelPointer:=bmp.ScanLine[i];
      for j:=0 to bmp.Width-1 do
        begin
          temp:=originalPixelPointer[3*j+2] + ScrollBar1.Position*10;
          temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
          if temp<0 then temp:=0;
          if temp>255 then temp:=255;
          pixelPointer[3*j+2]:=temp;
          temp:=originalPixelPointer[3*j+1] + ScrollBar1.Position*10;
          temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
          if temp<0 then temp:=0;
          if temp>255 then temp:=255;
          pixelPointer[3*j+1]:=temp;
          temp:=originalPixelPointer[3*j] + ScrollBar1.Position*10;
          temp:=round(ScrollBar3.Position*0.1*(temp-50)+50);
          if temp<0 then temp:=0;
          if temp>255 then temp:=255;
          pixelPointer[3*j]:=temp;

```

```

    end;
end;
Image2.Picture.Bitmap.Assign(tempBmp);
end;

//fungsi sigmoid untuk di panggil pada program utama
function TForm1.f(x:single):single;
begin
    result:=(2/(1+exp((-x)*0.0005))-1);
end;

procedure TForm1.FormCreate(Sender: TObject);
begin
    centerHeight:=0;
    centerWidth:=0;
    iPlus:=0;
    threadStop:=true;
    threadStopAll:=true;
end;

procedure TForm1.Image1MouseDown(Sender: TObject; Button:
TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
    centerHeight:=round(Y/(512/imgHeight));
    centerWidth:=round(X/(512/imgWidth));
    StatusBar1.SimpleText:= 'Pointer:
'+inttostr(centerHeight)+' '+inttostr(centerWidth);
end;

procedure TForm1.UpDown1Changing(Sender: TObject; var
AllowChange: Boolean);
begin
    edNoImage.Text:=inttostr(UpDown1.Position);
    //Series1.Clear;
    try
        jpeg.LoadFromFile(ExtractFilePath(saveFile)+edNoImage.Text+'.jpg');
        bmp := Tbitmap.Create;
        try
            bmp.PixelFormat := pf24bit;
            bmp.Width := jpeg.Width;
            bmp.Height:= jpeg.Height;
            bmp.Assign(jpeg);

            tempBmp := Tbitmap.Create;
            tempBmp.PixelFormat := pf24bit;
            tempBmp.Width := bmp.Width;

```

```

tempBmp.Height:= bmp.Height;

tempBmp2 := Tbitmap.Create;
tempBmp2.PixelFormat := pf24bit;
tempBmp2.Width := bmp.Width;
tempBmp2.Height:= bmp.Height;

Image1.Picture.Bitmap.Assign(bmp);
StatusBar1.SimpleText:= inttostr(UpDown1.Position) +'.jpg -> '+
IntToStr(Image1.Picture.Width) + 'x'+ IntToStr(Image1.Picture.Height);

finally
end;
finally
end;
end;

```

```

procedure TForm1.UpDown2Changing(Sender: TObject; var
AllowChange: Boolean);
begin
edDeltaHeight.Text:=floattostr(UpDown2.Position/10);
end;

```

```

procedure TForm1.UpDown5Changing(Sender: TObject; var
AllowChange: Boolean);
begin
edMu.Text:=floattostr(UpDown5.Position/10);
end;

```

```

procedure TForm1.UpDown6Changing(Sender: TObject; var
AllowChange: Boolean);
begin
edNu.Text:=floattostr(UpDown6.Position/10);
end;

```

```

procedure TForm1.UpDown7Changing(Sender: TObject; var
AllowChange: Boolean);
begin
edLamda.Text:=floattostr(UpDown7.Position/10);
end;

```

```

procedure TForm1.UpDown8Changing(Sender: TObject; var
AllowChange: Boolean);
begin
edDeltaS.Text:=floattostr(UpDown8.Position/10);

```


end;

initialization

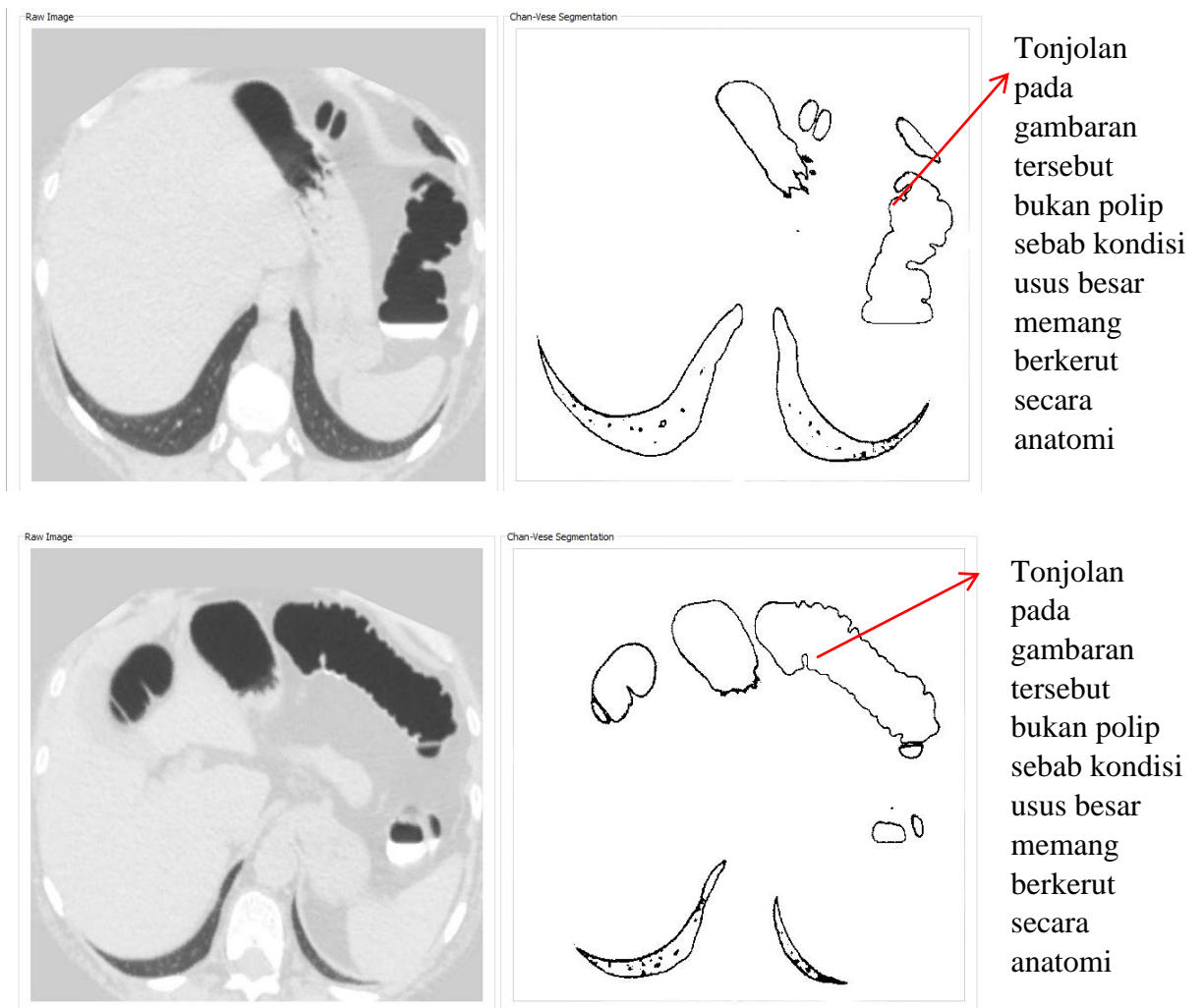
OleInitialize(nil);

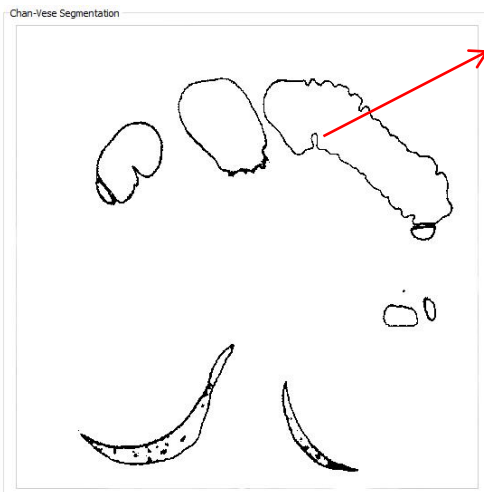
finalization

OleUninitialize

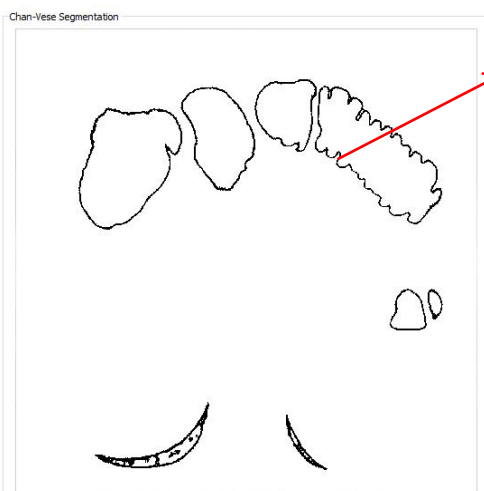
end.

Lampiran 2. Citra Hasil Segmentasi Secara Otomatis Dengan Metode Chan-Vese

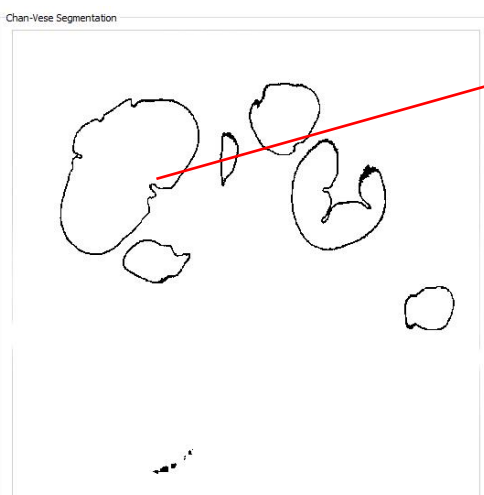
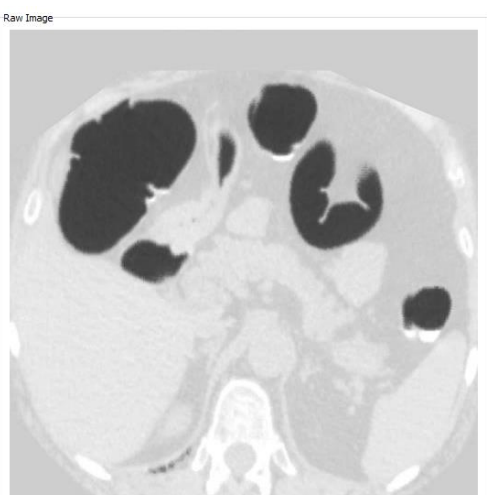




Tonjolan pada gambaran tersebut bukan polip sebab kondisi usus besar memang berkerut secara anatomi

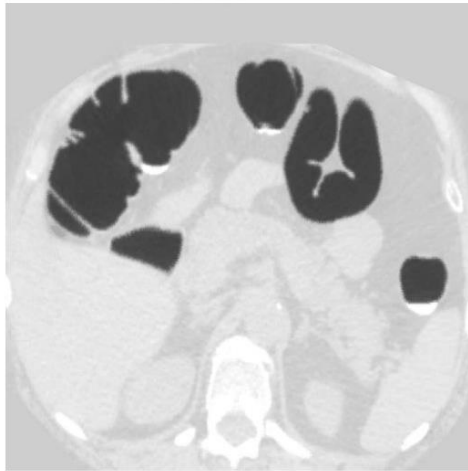


Tonjolan pada gambaran tersebut bukan polip sebab kondisi usus besar memang berkerut secara anatomi

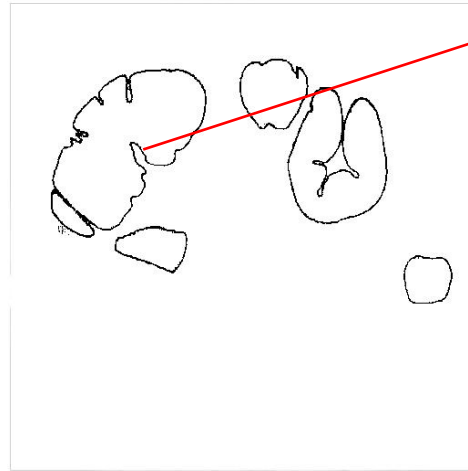


Tonjolan pada gambaran tersebut diduga polip sebab kondisi dinding usus sekitarnya halus secara anatomi

Raw Image

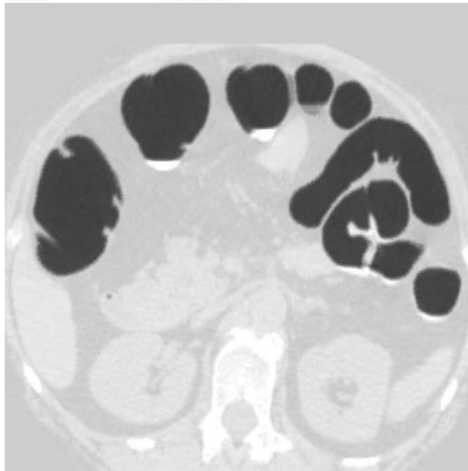


Chan-Vese Segmentation

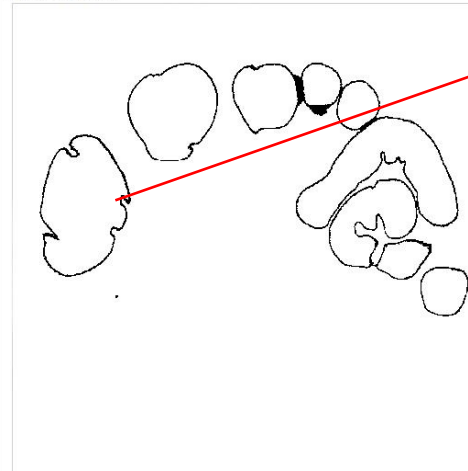


Tonjolan pada gambar tersebut bukan polip sebab kondisi usus besar memang berkerut secara anatomi

Raw Image

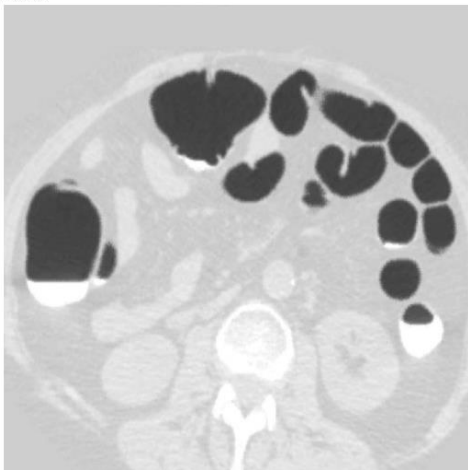


Chan-Vese Segmentation

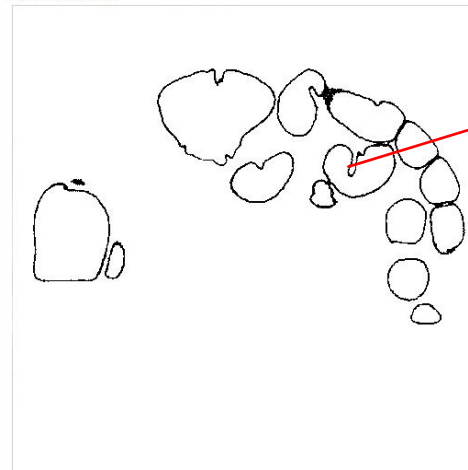


Tonjolan pada gambar tersebut bukan polip sebab kondisi usus besar memang berkerut secara anatomi

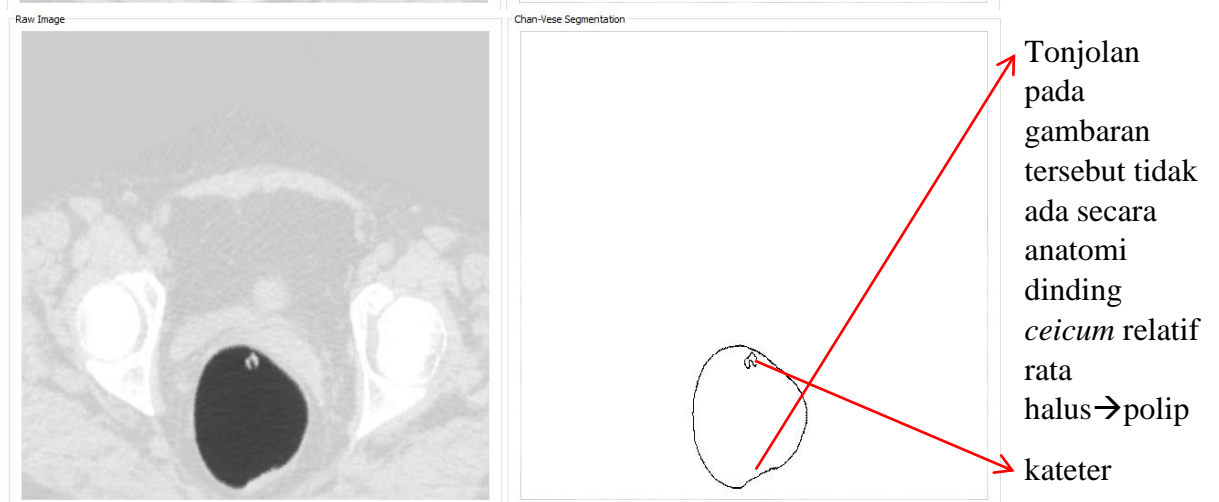
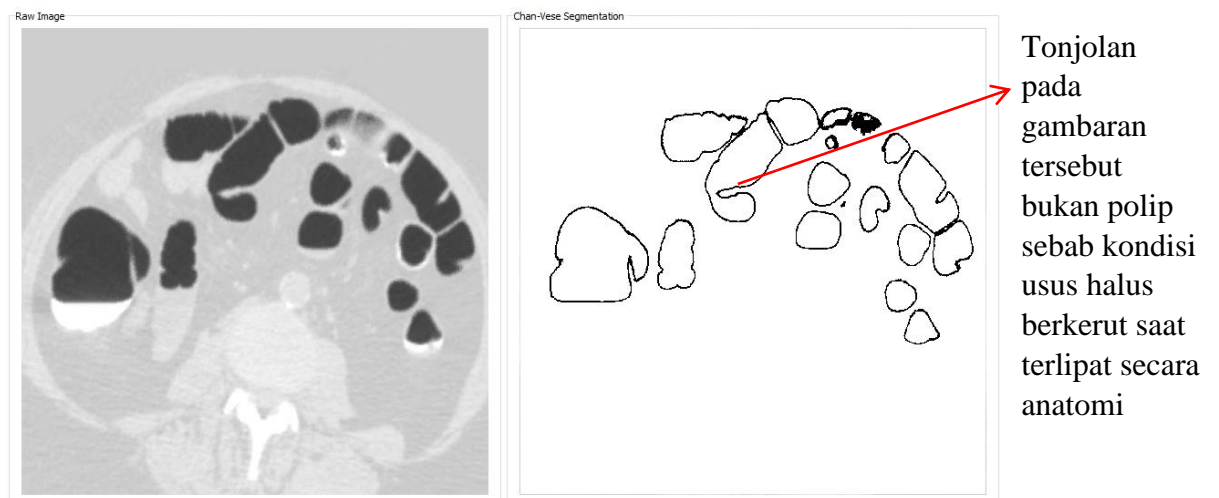
Raw Image

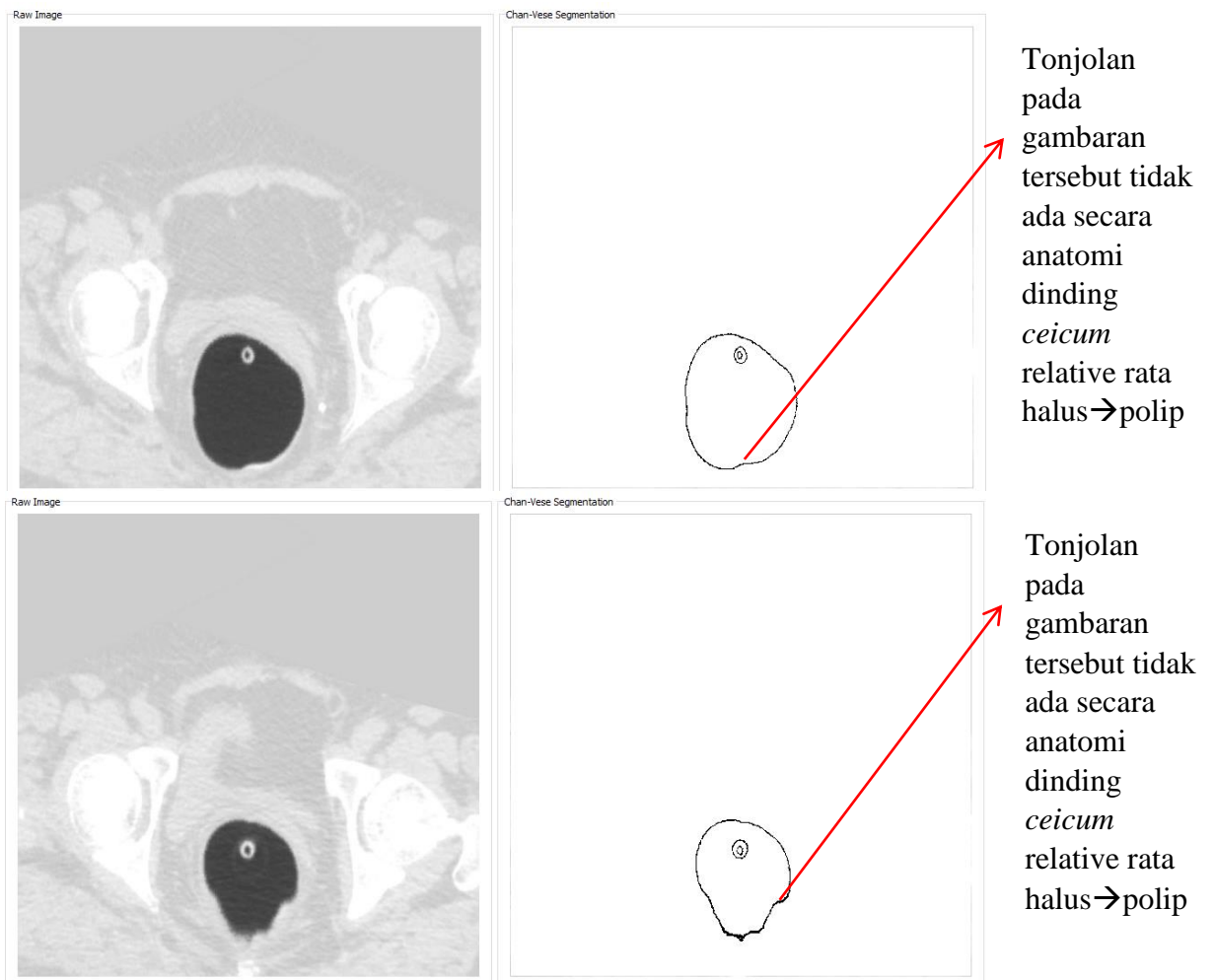


Chan-Vese Segmentation

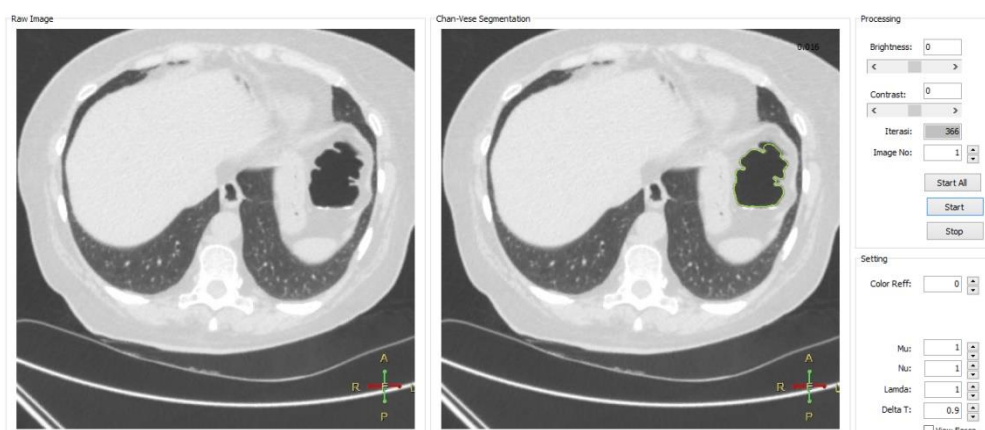


Tonjolan pada gambar tersebut bukan polip sebab kondisi usus terlipat secara anatomi

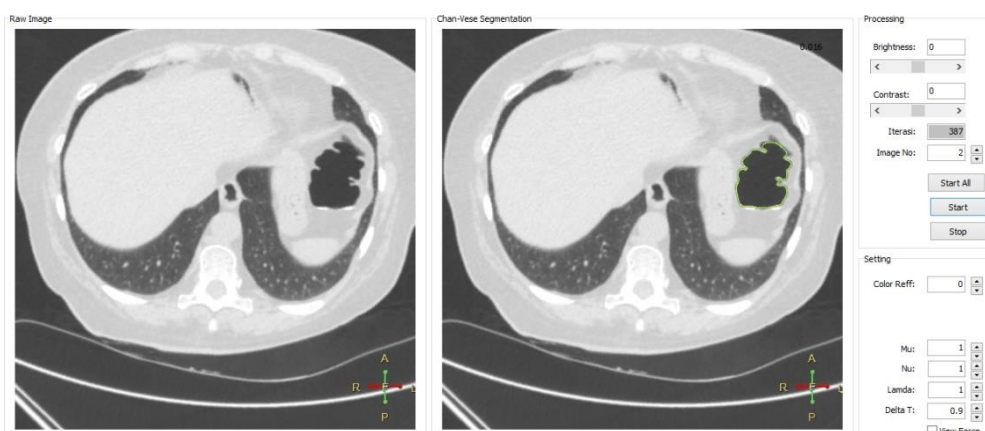




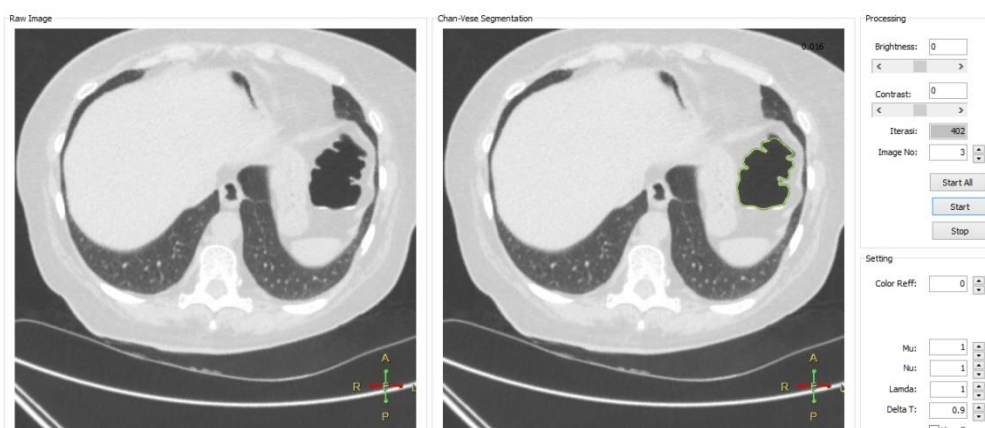




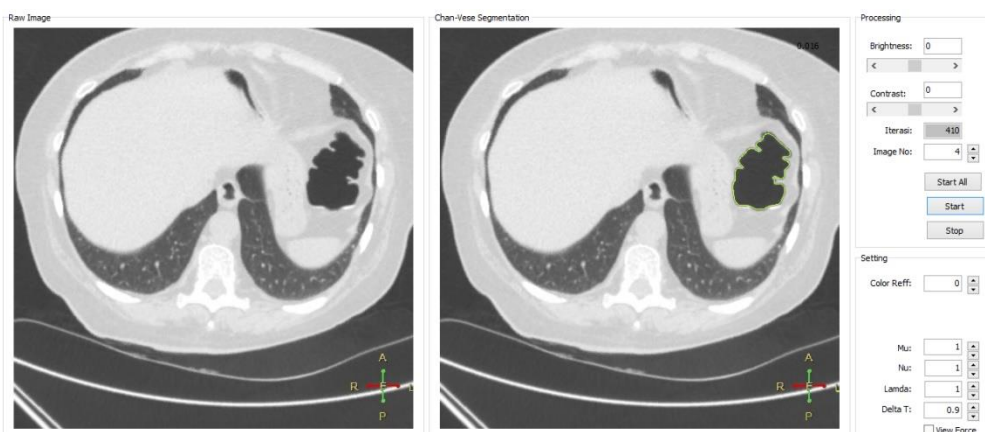
I



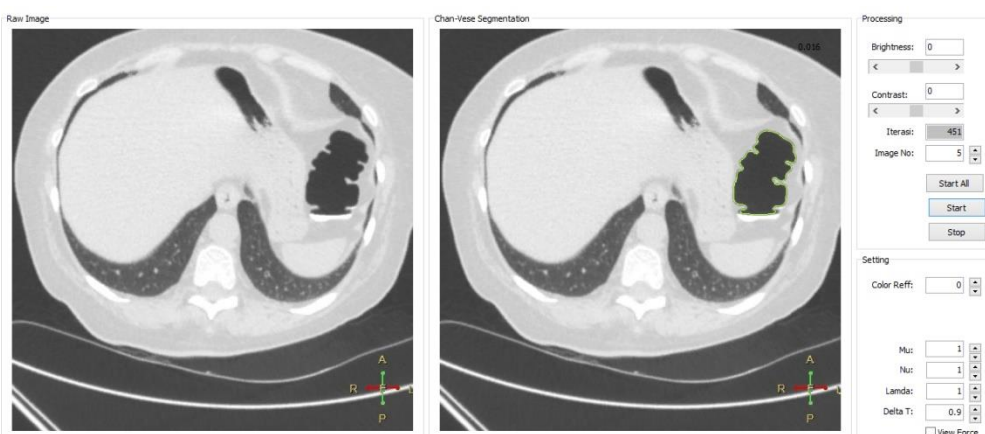
II



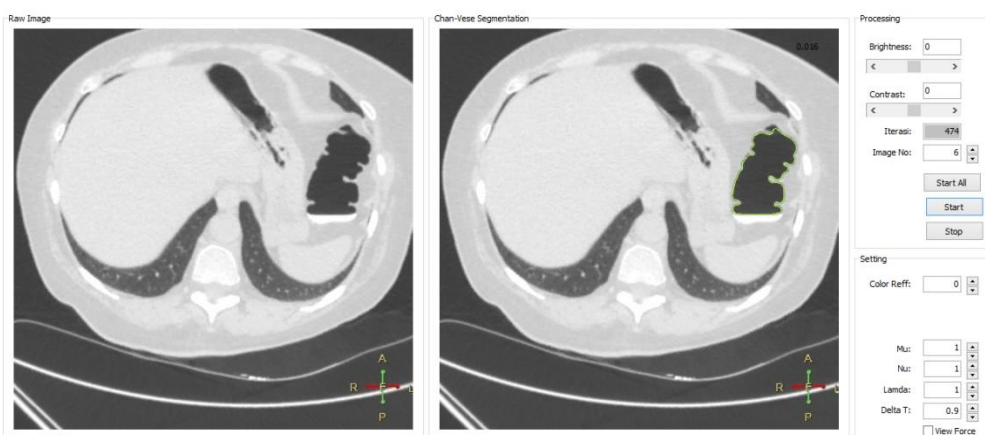
III



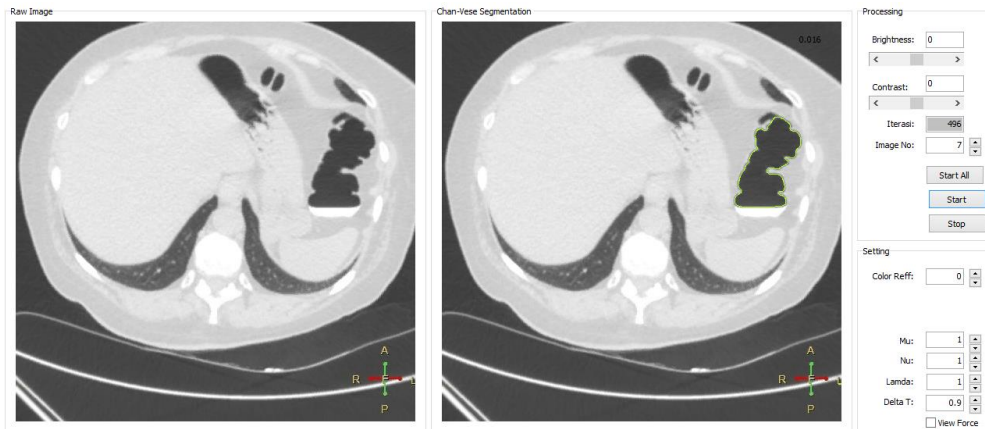
IV



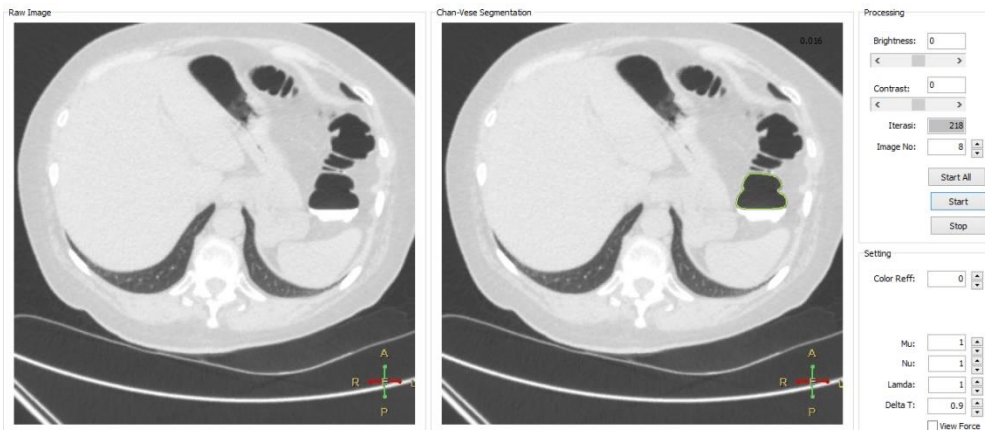
V



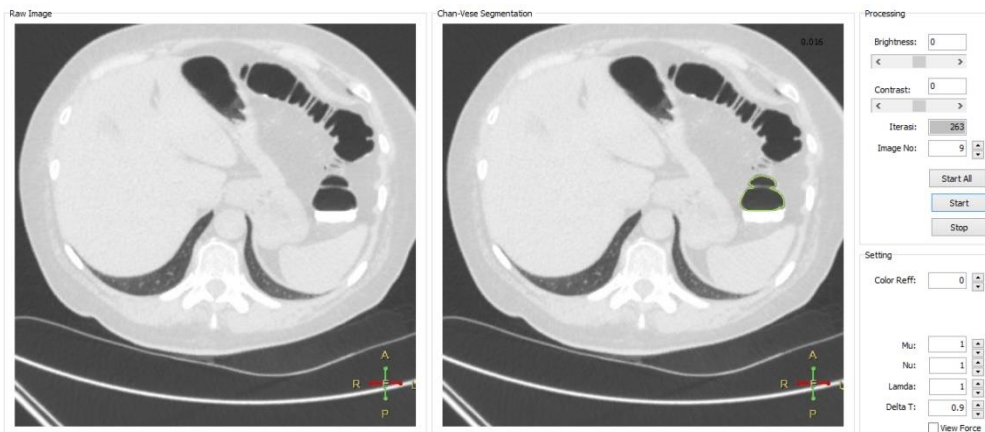
VI



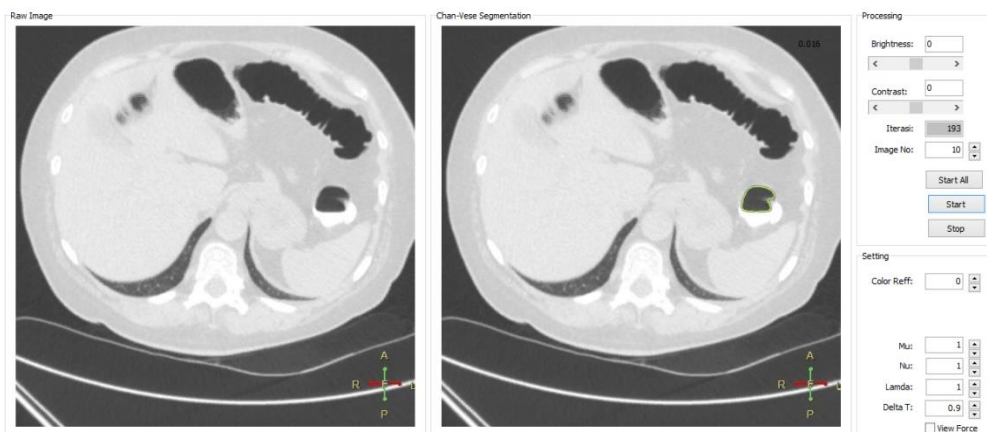
VII



VIII



IX



X

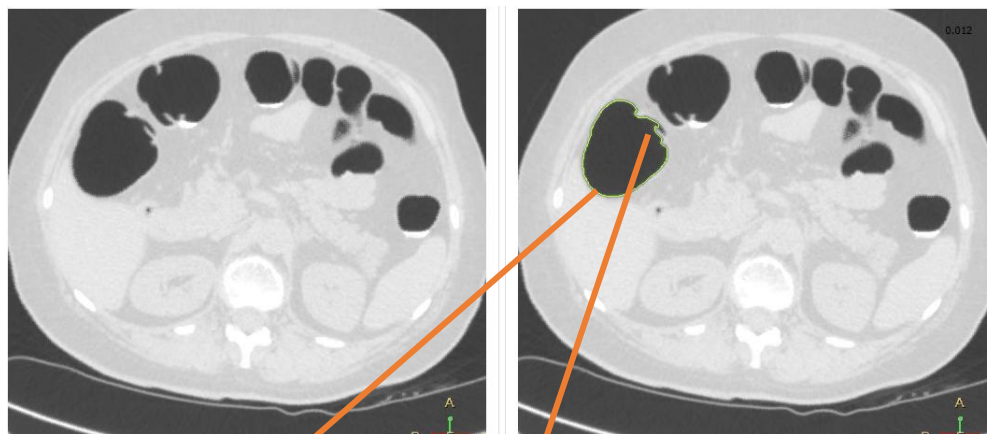
a. Tanpa Persiapan



Cairan dalam Usus Yang Menghalangi Citra Segmentasi

Polip

b. Dengan Persiapan



Rongga Usus Terlihat Bersih

Polip

RIWAYAT HIDUP PENULIS



Achmad Ribut Triwoto dilahirkan di Blitar, 23 Februari 1971. Merupakan anak ketiga dari empat bersaudara pasangan Bapak Achmad (Alm) dan Ibu Sribanun. Penulis memulai pendidikan di SD Negeri Sumberdiren 1, Garum, Blitar-Jawa Timur, lalu melanjutkan di SMP Negeri 3 Blitar. Penulis menempuh jenjang pendidikan di SMA Negeri 1 Blitar. Pada tahun 1990 penulis diterima di Program D3 Jurusan Radiologi Universitas Airlangga-Surabaya dan menyelesaikan studi tahap diploma pada tahun 1993, kemudian penulis bekerja di rumah sakit Angkatan Laut sebagai Radiografer melanjutkan pendidikan tahap sarjana ke Jurusan Teknik Elektro ITPS-Surabaya. Setelah menyelesaikan studi di tahap sarjana, penulis meneruskan pendidikan di Program Magister Jurusan Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember dengan memilih bidang keahlian Elektronika Biomedik.

e-mail : achmadributt@gmail.com